

E.T.S. de Ingeniería Industrial,
Informática y de Telecomunicación

Estimación de la VC, ZI e ID a partir de la huella de la UM



Grado en Ingeniería
en Tecnologías de Telecomunicación

Trabajo Fin de Grado

Abel Las Heras Campos

Tutor: Javier Navallas Irujo

Pamplona, 28 de junio de 2016

Resumen

Este trabajo fin de grado se centra en la implementación de un algoritmo de estimación de la zona de inervación de un músculo, el instante de inicio del potencial de acción y la velocidad a la cual se propaga dicho potencial de acción en las fibras musculares de una unidad motora, a partir de una huella de unidad motora registrada mediante un array lineal de electrodos de electromiografía de superficie.

Para ello, mediante el uso de herramientas de simulación, se compararán las diversas estrategias de estimación posibles en un músculo simplificado de una unidad motora. Posteriormente se estudiará el comportamiento del algoritmo en relación a las interferencias creadas por el aumento de unidades motoras activas al aumentar el nivel de contracción muscular, acercándose a las condiciones de uso en músculos reales. Se estudiará el rendimiento de los estimadores propuestos en función tanto de la longitud de los registros empleados como del nivel de contracción muscular.

Palabras clave

Potencial de acción de unidad motora, EMG, zona de inervación, tren de disparo, velocidad de conducción

Índice de abreviaturas y acrónimos

Z0: zona de inervación de un músculo.

V0: velocidad de propagación del potencial de acción por las fibras de un músculo.

T0: instante de inicio de la propagación del potencial de acción por las fibras del músculo.

UM: unidad motora.

IAP: potencial intracelular.

SFAP: potencial de acción de la fibra muscular.

EMG: electromiografía.

sEMG: electromiografía superficial.

nEMG: electromiografía con aguja.

HD-EMG: electromiografía de alta resolución.

MUAP: potencial de acción de la unidad motora.

SMUP: potencial de acción de la unidad motora grabado de manera superficial.

MVC: máxima contracción voluntaria.

IED: distancia entre electrodos.

MUFPs: trenes de disparo de las unidades motoras.

Xcorr: correlación cruzada.

MFCV: velocidad de conducción de la fibra muscular.

MUCV: velocidad de conducción de la unidad motora.

MCV: velocidad de conducción del músculo.

Tabla de contenido

1.	INTRODUCCIÓN	6
1.1	Contexto académico del proyecto	6
1.2	Objetivo del proyecto.....	6
1.3	Organización de la memoria	6
2.	BASES ANATÓMICAS Y FISIOLÓGICAS	7
2.1	Anatomía macroscópica	7
2.2	Anatomía microscópica	7
2.3	La unidad motora	8
2.4	Unión neuromuscular, territorio y densidad de fibras de la UM	9
2.5	Inervación del músculo esquelético.....	10
2.6	Función motora, reclutamiento de UM y frecuencia de disparo en función de la MVC	11
2.7	Cuantificación de la velocidad de propagación del potencial de acción.....	14
3.	ELECTROMIOGRAFÍA	15
3.1	Registro de la señal eléctrica.....	15
3.2	EMG y HD-sEMG (EMG multicanal).....	16
3.3	Tipos de registros	16
3.4	Geometría fibras-electrodo: matrices lineales de electrodos.....	17
3.5	Características de la UM mediante el sEMG	18
3.6	Estado de la EMG	18
3.7	Componentes no propagantes.....	18
3.8	Detección de los trenes de disparo a partir de EMGs.....	19
3.9	Modelado de señales EMG	21
3.10	Simulaciones de huellas de UM y de registros EMG	23
4.	DESARROLLO DEL MÉTODO DE ESTIMACIÓN DE ZI, ID Y VC.....	27
4.1	Determinación de la velocidad de conducción	27
4.1.1	Velocidad de conducción para señales monopolares y diferenciales.....	30
4.1.2	Velocidades de conducción al variar la IZ	32
4.1.3	Señales doble diferenciales.....	34
4.2	Etiquetado de los canales y estimación de MUCV	36
4.3	Estimación del punto de origen	39
4.3.1	Estudio de los métodos de estimación en relación a la ZI	45
4.3.2	Mejora en la estimación de z0	50

4.4	Versión definitiva del algoritmo de estimación	52
5.	EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE ESTIMACIÓN EN MUPs IDEALES	55
5.1	Dependencia con la posición de la ZI	56
5.2	Dependencia con la MFCV	60
5.3	Dependencia con la densidad de fibras de la UM	63
5.4	Dependencia con la coordenada X del centro del territorio de la UM	67
5.5	Dependencia con la profundidad de la UM	70
5.6	Dependencia con el radio de la UM	74
6.1	Promediado controlado por disparo	78
6.2	Evaluación del promedio de señales EMG	80
6.3	Evaluación del estimador	83
7.	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	93
7.1	CONCLUSIONES	93
7.2	LÍNEAS FUTURAS	94
8.	BIBLIOGRAFÍA	95

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Contexto académico del proyecto

Este trabajo fin de grado se ha desarrollado en la Universidad Pública de Navarra, concretamente en el área de Teoría de la Señal y Comunicaciones, dentro del Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica.

1.2 Objetivo del proyecto

Este estudio persigue el desarrollo y evaluación de un algoritmo capaz de realizar la estimación de la zona de inervación de un músculo y el instante y la velocidad de conducción del potencial de acción de unidad motora a partir de la huella de la unidad motora obtenida mediante arrays de electrodos de electromiografía de superficie (sEMG).

1.3 Organización de la memoria

Primero se comienza sentando unas bases teóricas relacionadas con la anatomía y fisiología del sistema neuromuscular y más concretamente del músculo y con la electromiografía.

Posteriormente, se explica la evolución del algoritmo que se ha desarrollado para la estimación del punto de origen y la velocidad de conducción de los potenciales de acción, pasando por los distintos métodos estudiados junto con las diversas pruebas realizadas para, finalmente, concluir con el método que menor error provocaba.

Una vez se ha fijado el método de estimación se realizan pruebas de evaluación ante la variación de diversos parámetros de la anatomía y fisiología muscular que pueden ser de interés en casos reales. El estudio se realiza para huellas de una sola unidad motora (UM) simulada en solitario y posteriormente se mide su calidad con huellas obtenidas mediante promediado controlado por disparo de señales EMG donde se tiene en cuenta la acción de varias UM a la vez, aproximándonos a las situaciones de registro real.

Al final se concluye con un capítulo de conclusiones y posibles formas que puedan mejorar el método, en un futuro.

2. BASES ANATÓMICAS Y FISIOLÓGICAS

Los músculos son órganos o masas de tejidos encargados, entre otras funciones, de mantener posturas y de producir movimientos. A través de la contracción muscular las articulaciones se mantienen estables, se realizan los movimientos y se produce energía.

2.1 Anatomía macroscópica

El músculo esquelético está constituido por fascículos musculares, a su vez, formados por un conjunto de fibras musculares. Estructuralmente, las fibras musculares están cubiertas por una membrana de tejido conjuntivo (endomisio), los fascículos están envueltos por un tejido conjuntivo fuerte (perimisio) y todo el músculo está cubierto por una lámina más gruesa (epimisio). Cada músculo se introduce en el hueso gracias a los tendones, formados por tejido fibroso, elástico y sólido o bien en forma de aponeurosis, como se puede apreciar en la Fig.1. [1].

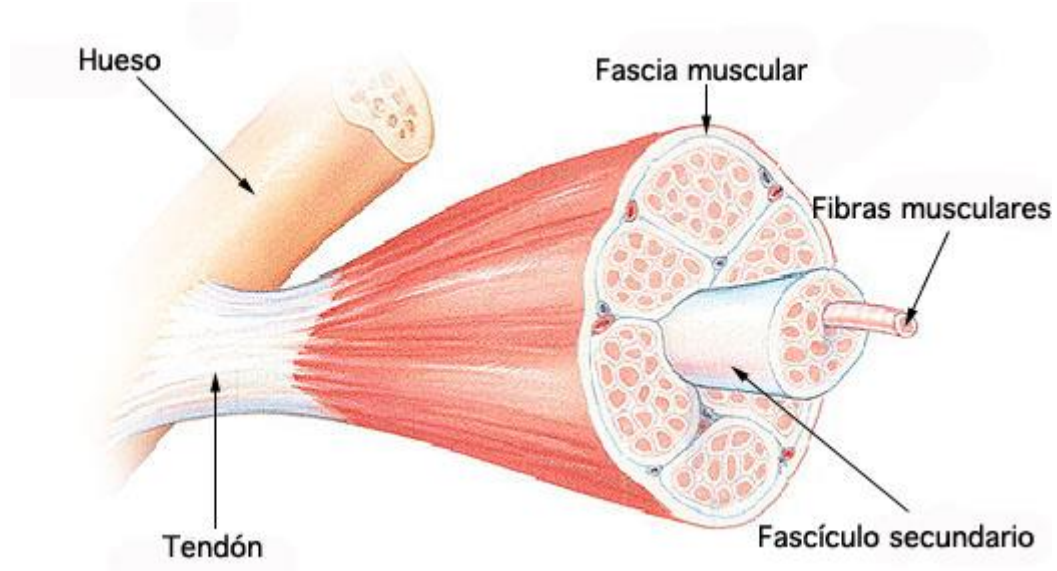


Fig.1: estructura macroscópica del músculo esquelético (extraída de [9]).

2.2 Anatomía microscópica

Las fibras musculares son células gigantes multinucleadas, largas, cilíndricas, dispuestas paralelamente y altamente especializadas.

En la estructura de una fibra muscular se puede distinguir una membrana plasmática que recibe el nombre de sarcolema y un citoplasma que recibe el nombre de sarcoplasma, las miofibrillas y los núcleos. [1]

La membrana plasmática o sarcolema presenta unas invaginaciones, denominadas túbulos T, que se prolongan hacia el interior de la fibra de forma perpendicular a la superficie. Los túbulos T contienen en su interior líquido extracelular y se asocian al retículo sarcoplásmico formando una estructura denominada triada (muy importante para la contracción muscular).

El sarcoplasma está compuesto mayormente por unas estructuras llamadas miofibrillas. El resto de estructuras, como se puede distinguir en la Fig.2, son el retículo sarcoplástico, las mitocondrias, el aparato de Golgi, los gránulos de glucógeno y los depósitos de triglicéridos y mioglobina.

Skeletal Muscle Fiber

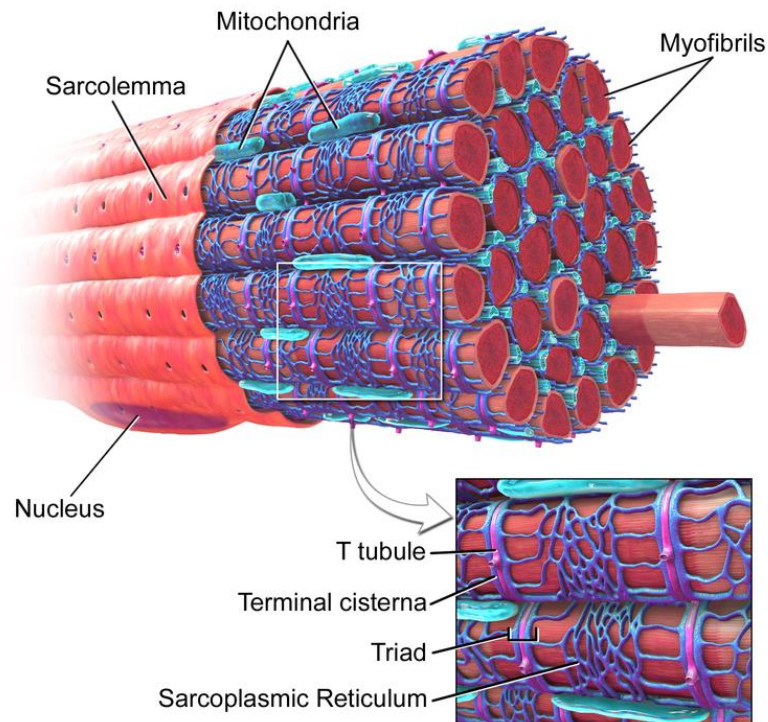


Fig.2: estructura de una fibra muscular (extraída de [10]).

2.3 La unidad motora

Una unidad motora es la unidad funcional, compuesta de motoneurona, axón y fibras musculares que inerva (Fig.3), que emite un impulso que hace que la fibra se contraiga, es decir, conducen los impulsos provenientes del cerebro y la medula espinal hacia los músculos efectores [1][7] .

La contracción muscular depende del número de unidades motoras y la frecuencia con la que le llegan los estímulos a la fibra muscular, que provoca que aumente la tensión muscular por suma de estímulos. De esta forma, cuanto menor sea el número de fibras estimuladas por la UM, más precisos serán los movimientos que pueda realizar ese músculo.

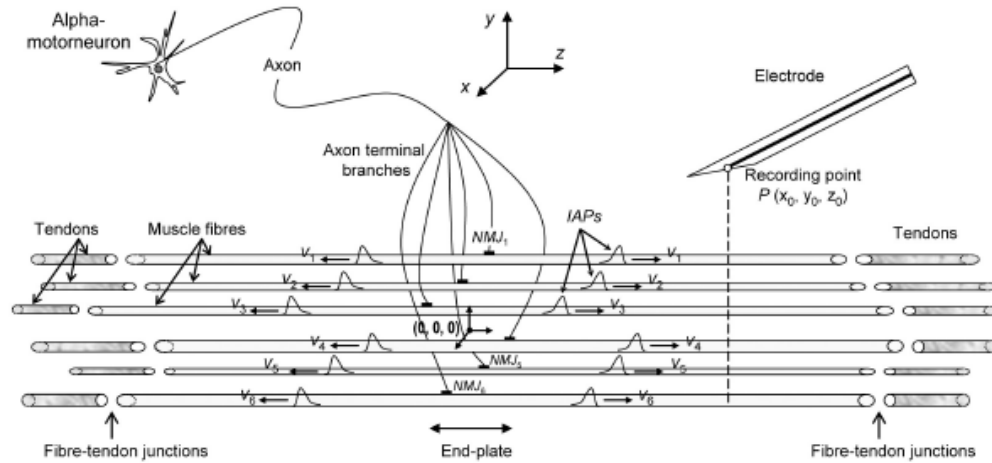


Fig3: representación esquemática de los elementos de una unidad motora (extraída de [7]).

Tabla 1: características de las unidades motoras

	UM tipo I	UM tipo IIA	UM tipo IIB
Tamaño de las neuronas	Pequeña	Mediana	Grande
Velocidad de conducción	Lenta	Intermedia	Rápida
Reclutamiento	Muy frecuente	Intermedio	Poco frecuente
Numero de fibras por neurona	Bajo	Intermedio	Alto

2.4 Unión neuromuscular, territorio y densidad de fibras de la UM

La zona de inervación de la unidad motora es la región que abarca las posiciones donde se dan las uniones neuromusculares entre las prolongaciones del axón y las fibras musculares, es decir donde se produce la transmisión del potencial de acción desde la ramificación del axón a la fibra. Tiende a residir en la parte media de las fibras musculares, pero la posición longitudinal exacta de esta unión es determinante en la sincronización de los potenciales de acción de cada una de ellas [2]

El territorio de la unidad motora es la extensión de la sección transversal del músculo que estas fibras ocupan. Se ha demostrado que éstos suelen tener forma elíptica en la sección transversal y que al entremezclarse fibras de distintos territorios, éstos se llegan a solapar.

La densidad de fibras de la unidad motora es el número de fibras de la unidad motora por unidad de superficie dentro de su territorio.

El número de fibras de la unidad motora varía mucho de una a otra, incluso perteneciendo al mismo músculo. Se ha comprobado que, para este último caso, puede multiplicarse por 100 el número de fibras entre la unidad motora más pequeña y la más grande.

Otra característica importante relacionada con las fibras de la unidad motor es su distribución espacial dentro del territorio. Estudios estadísticos y exploraciones EMG sugieren que las fibras no

están distribuidas homogéneamente: hay regiones alternantes de alta y baja densidad (zonas silenciosas) dentro del territorio. Generalmente las áreas de alta densidad no están ubicadas en el centro del territorio.

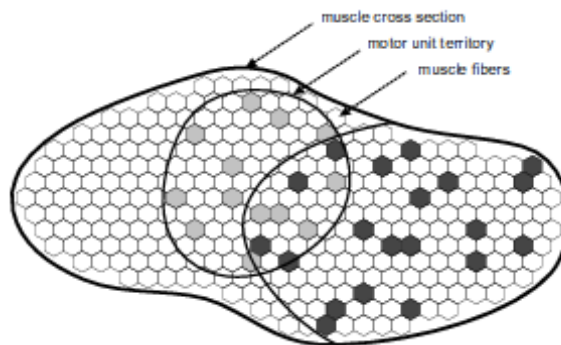


Fig.4: esquema de la sección transversal de una unidad motora que muestra las fibras de dos unidades motoras distintas entremezcladas y los territorios (extraída de [2]).

2.5 Inervación del músculo esquelético

La excitabilidad de las fibras musculares a través del control neural representa un factor importante en la fisiología del músculo. Este fenómeno puede explicarse a partir de un modelo de membrana semi-permeable que describe las propiedades eléctricas del sarcolema. Un equilibrio iónico entre los espacios interior y exterior de una célula muscular forma un potencial de reposo en la membrana de la fibra muscular (aproximadamente -80 a -90 mV cuando el músculo no está contraído). Esta diferencia de potencial que se mantiene por los procesos fisiológicos (bomba de iones) y se traduce en una carga intracelular negativa en comparación con la superficie externa [2] [3] [3]

La activación mediante un impulso eléctrico proveniente de la motoneurona (inducida por el sistema nervioso central) conlleva a la liberación de las sustancias transmisoras. Debido a esto, las características de difusión de la membrana de la fibra muscular son brevemente modificadas y los iones Na^+ fluyen en ella, lo que provoca la despolarización de la membrana de la fibra y a la generación de un voltaje transmembrana (que se define como la diferencia de potencial eléctrico entre el medio extracelular y el intracelular) que se restaurará inmediatamente por el intercambio de iones gracias al mecanismo de repolarización.

En condiciones normales, el potencial extracelular es prácticamente cero por lo que el voltaje transmembrana es el mismo que el potencial intracelular (IAP). Si un determinado nivel umbral se excede dentro del flujo de Na^+ , la despolarización de la membrana provoca un potencial de acción para cambiar rápidamente de -80 mV hasta a +30 mV. Es una ráfaga eléctrica monopolar de forma que inmediatamente se restaura por la fase de repolarización y seguido por otra fase de hiperpolarización tardía de la membrana. La despolarización de la membrana empieza en la unión neuromuscular y se extiende a lo largo de la fibra muscular en las dos direcciones opuestas a través de un sistema tubular y a una velocidad de conducción característica de cada fibra. Esta excitación conduce a la liberación de iones de calcio en el espacio intra-celular. Procesos químicos conexos

(acoplamiento electro-mecánico) finalmente producen un acortamiento de los elementos contráctiles de la célula muscular. Todo este proceso se puede comprender gráficamente en la Fig. 6.

Por otro lado, la propagación de estos IAPs provocan, en el medio extracelular, otro potencial eléctrico denominado potencial de acción de la fibra muscular (SFAP), que al superponer los de todas las fibras que conforman la unidad motora forman el potencial de unidad motora (MUP).

Todas las técnicas de electromiografía se basan en el hecho de que los procesos electrofisiológicos locales, dan como resultado un flujo detectable de corriente de la transmembrana a una cierta distancia de las fibras musculares.

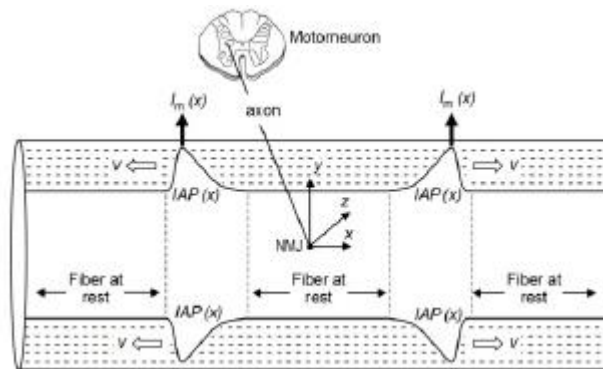


Fig.5: parte de una fibra muscular en la que dos IAPs se propagan a una cierta velocidad hacia los tendones. El número de signos negativos representa la carga polarizada de la membrana de la fibra (extraída de [2]).

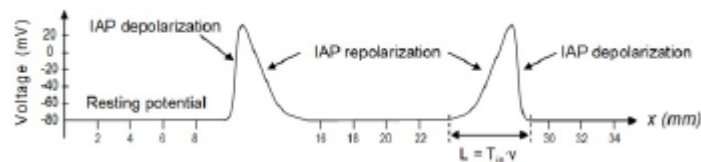


Fig.6: fase de reposo, despolarización y polarización de la membrana de la fibra de la Fig. 5 (extraída de [2]).

2.6 Función motora, reclutamiento de UM y frecuencia de disparo en función de la MVC

El control de la función motora está organizado en tres niveles que actúan de forma jerárquica y en paralelo: la médula espinal, el tallo cerebral y las áreas motoras de la corteza. Cada uno de estos niveles recibe información sensorial relevante de vías aferentes (vías nerviosas que discurren desde la periferia del cuerpo hasta el centro, habitualmente mediante conexiones interneuronales). Esta organización permite a los centros superiores dar comandos generales, dejando el control de las acciones motoras detalladas a los centros de nivel inferior. La médula espinal es el nivel más bajo de la jerarquía y contiene los circuitos neuronales responsables de los patrones motores automáticos y reflejos. Contiene una región central de la materia gris que está ocupada por millones de cuerpos celulares de las neuronas de dos tipos: las interneuronas y las neuronas motoras. Las interneuronas tienen muchas interconexiones entre ellas y con las neuronas motoras, formando circuitos neuronales responsables de la integración y la retroalimentación basadas en las funciones de control.

Por otro lado, las motoneuronas proporcionan un control directo de la actividad de los músculos inervados [2]

El conjunto de todas las motoneuronas que inervan cada músculo se disponen en columnas longitudinales formando lo que se conoce como “el pool de motoneuronas”. La entrada al pool de motoneuronas es la información aferente de los receptores periféricos (huso muscular, órganos de Golgi, células de Renshaw, etc.) y la información eferente procedente de los centros superiores y la salida consiste en una serie de disparos de las neuronas motoras en diferentes respuestas a las diferentes entradas sinápticas que recibe.

El hecho de que los músculos se contraigan con distintos grados de fuerza en diferentes momentos se denomina principio de la fuerza gradual. El músculo es capaz de crear contracciones graduadas de fuerza y duración variadas debido a que están compuestos por múltiples unidades motoras de diferentes tipos. Esta diversidad permite que el músculo varíe la contracción bien modificando los tipos de unidades motoras activas o bien cambiando el número de unidades motoras que están respondiendo en algún momento.

Los cuatro mecanismos interrelacionados que constituyen los moduladores de la actividad muscular son:

1. El reclutamiento de las motoneuronas
2. La frecuencia de disparo de las motoneuronas
3. La sincronización entre pares de motoneuronas
4. El accionamiento común (common drive)

Los dos primeros son los principales engranajes en la modulación de la fuerza, mientras que los otros dos son mecanismos secundarios para el control de la fuerza muscular de salida.

El reclutamiento de las unidades motoras se refiere a la forma en la que el sistema nervioso central selecciona las unidades motoras específicas para entrar en acción una vez que ha sido requerida la fuerza muscular. En ciertos experimentos se ha observado un reclutamiento ordenado del pool de las neuronas motoras. En primer lugar se reclutan las unidades motoras más pequeñas y sensibles, produciendo un incremento de la fuerza de contracción. A medida que la intensidad del ejercicio aumenta y se supera el umbral de cada unidad motora adicional, se van reclutando unidades motoras de mayor tamaño y la intensidad de la contracción aumenta. La fuerza de estimulación aumenta hasta que se alcanza el nivel máximo de contracción, momento en el que no se reclutan más unidades motoras y el músculo no se puede contraer con más energía.

En los músculos más potentes, como el bíceps braquial o deltoides, el reclutamiento se ha observado al menos hasta el 80 % de la máxima contracción voluntaria (MVC). Por otro lado, en los músculos pequeños, como los de la mano, el pool de las motoneuronas está completamente reclutado con sólo el 50 % de la MVC. También se ha observado que cuando la fuerza voluntaria disminuye, la desactivación de las unidades motoras se realiza en orden inverso al reclutamiento, tanto para contracciones isométricas como dinámicas.

Junto con el reclutamiento, la frecuencia de disparo es el mecanismo más importante para modular la fuerza muscular; a mayor frecuencia de disparo de una unidad motora en una tarea dada, mayor es su fuerza ejercida, como se ve en la Fig. 7. Sin embargo diferentes músculos y diferentes modalidades de contracción presentan características diferentes con respecto a las frecuencias mínima y máxima de disparo y curvas de frecuencia de excitación-disparo.

Gran parte del conocimiento actual sobre el reclutamiento y la frecuencia de disparo se ha obtenido gracias a la información obtenida con técnicas para la descomposición de las señales EMG. Diversos paradigmas importantes acerca del control motor pueden ser formulados a partir de los resultados de estas técnicas:

- Aunque hay tendencia a que las unidades motoras de inferior umbral de activación tienden a tener frecuencias de disparo iniciales más bajas que las UM de umbral mayor, las frecuencias de disparo mínimas son similares para todo el pool de unidades motoras. Determinados estudios dan una frecuencia mínima de disparo de 8 Hz para el pool de las unidades motoras.
- Las unidades motoras reclutadas al principio de la contracción tienen mayores frecuencias de disparo que las unidades motoras reclutamientos posteriormente.
- En las contracciones sostenidas, la frecuencia de disparo de las UM tienden a decrecer.
- La frecuencia de disparo de unidades motoras con distintos umbrales tienden a converger al nivel máximo de contracción (100 % MVC).

Por otro lado, se ha observado también que incluso en las contracciones más duraderas, los picos del potencial de la unidad motora no aparecen con una exacta periodicidad. La variabilidad del intervalo entre picos es también un aspecto importante para la frecuencia de disparo. Cuando se recluta una unidad motora, esta variabilidad es relativamente alta y a medida que aumenta la frecuencia de disparo, va disminuyendo.

La duración de las contracciones depende de factores como la naturaleza del músculo, la temperatura del músculo, las condiciones bioquímicas locales, las hormonas tiroideas, la sumación de contracciones.

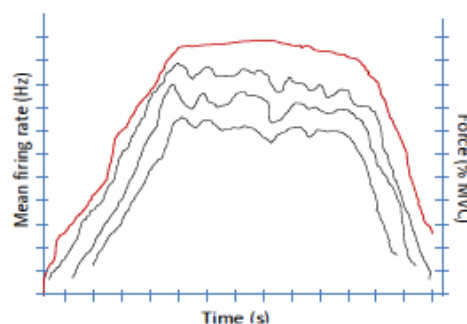


Fig.7: representación esquemática de la fuerza y la evolución de la frecuencia de disparo media durante un esfuerzo de contracción creciente de unos pocos segundos (extraída de [4]).

2.7 Cuantificación de la velocidad de propagación del potencial de acción

Con respecto a las fibras musculares, su velocidad de conducción (MFCV), depende principalmente de su diámetro, a fibras más grandes, mayor será la MFCV. Por otro lado, la velocidad de conducción de la UM (MUCV), dependerá de la media de las MFCVs de sus fibras. Así pues, una UM pequeña, formada por fibras pequeñas, tendrá una MUCV más baja que una UM de fibras más grandes.

En cuanto al músculo, su velocidad de conducción (MCV) será el promedio de las MUCVs de las UMs activas. Por ello, dependerá básicamente de la tasa de reclutamiento de las UM de mayor tamaño, es decir, del nivel de fuerza aplicado por el músculo: con fuerzas bajas, principalmente son las UM de tipo I, las reclutadas a frecuencias relativamente bajas de disparo, mientras que si se produce un aumento de fuerza, las UM de tipo II, que son las más grandes, son reclutadas (de acuerdo con el principio de tamaño) aumentándose así la MCV. Por lo general, la MFCV oscila entre 3 y 6 m/s.

3. ELECTROMIOGRAFÍA

3.1 Registro de la señal eléctrica

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental que abarca la detección, el registro y el análisis de los impulsos eléctricos de los músculos cuando éstos se activan.

Existen dos formas de realizarse: estudiando la actividad de una o varias UM mediante denominada forma elemental o haciendo lo propio sobre la actividad del músculo entero (de forma global) [1]

El electromiógrafo (Fig. 8) tiene tres componentes fundamentales: un transductor, una unidad de procesamiento y un dispositivo de salida.

a) Transductores: son los electrodos y se encargan de detectar un cambio del parámetro de medida, en este caso la señal eléctrica del músculo causada por la depolarización de las fibras musculares anterior a la contracción.

Existen dos tipos: los superficiales o no invasivos que permiten un registro global de músculos superficiales y los intramusculares o invasivos que permiten un registro más localizado y profundo.

b) Unidad de procesamiento: contiene circuitos que amplifican filtran y digitalizan la señal adquirida.

c) Dispositivo de salida: display para la visualización de la actividad eléctrica registrada que además permite guardar y analizar los datos posteriormente.

Una UM genera la MUP que se conduce desde la motoneurona al músculo. Cuando éste llega el electrodo negativo, el voltímetro detecta una diferencia de potencial y se registra como una onda positiva, mientras que cuando llega al electrodo positivo, la diferencia de potencial se registra como una onda negativa.

En la realidad, un músculo se contrae mediante la activación simultánea de varias UMs, por lo que en el registro pueden mezclarse MUPs producidos por varias UMs.

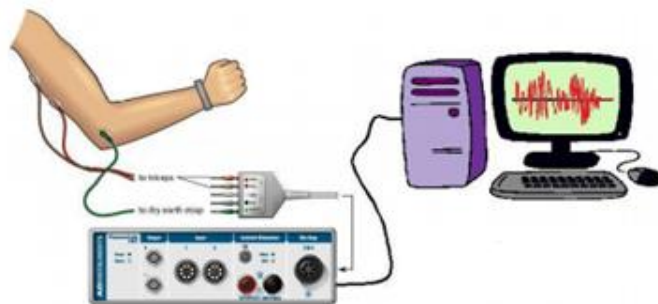


Fig. 8: electromiógrafo (extraída de [1]).

3.2 EMG y HD-sEMG (EMG multicanal)

Los electrodos de superficie son los más populares por el hecho de ser un método no invasivo y por alguna desventaja del EMG con aguja como que la amplitud de la señal depende de la posición exacta de tan sólo unas pocas fibras musculares cerca de la punta de la aguja. Los EMG de superficie pueden llegar a transmitir información sobre la activación muscular como, por ejemplo, la intensidad de la contracción muscular y el reclutamiento de unidades motoras [4]

Por otro lado, la propagación de la actividad muscular de la fibra se da dentro del volumen de conducción, y por lo tanto se trata de señales espacio-temporales (las señales tienen diferentes características en diferentes lugares y en diferentes veces). A pesar de las desventajas a priori de la EMGs, la señal superficial de la piel permite una vista de los aspectos espaciales, más fácil que las técnicas iEMG (EMG intramuscular con aguja), debido a que muchos electrodos pueden ser colocados sobre la superficie de la piel en una matriz o una rejilla.

Tanto los registros de aguja como los monocanales tienen esta gran desventaja, que es que los eventos eléctricos que se originan en la MU se miden exclusivamente como una señal variable en el tiempo y así pues gran parte de las características espaciales de la MU, que son esenciales para entender la capacidad de generación de fuerza de la MU como su posición, su extensión espacial, su zona de innervación, su dirección o longitud de las fibras se quedan sin estudiar con un simple examen de un electrodo de referencia.

Por ello, para poder identificar estos compartimentos neuromusculares y estimar de forma precisa la longitud de las fibras musculares, la posición de la zona de innervación y la velocidad de conducción del potencial de acción de la unidad motora se usa la electromiografía de superficie de alta densidad (HDs-EMG) de los músculos individuales por medio de varios electrodos (EMG multicanal). Esto permite obtener informaciones anatómicas y fisiológicas complementarias mediante la descomposición de los potenciales de acción del registro de HDs-EMG de las unidades motoras individuales.

3.3 Tipos de registros

Las medidas para los registros del potencial eléctrico se obtienen a partir de las diferencias de voltaje entre dos electrodos.

Para ello, por un lado existe la grabación monopolar, en la que el SMUP (onda trifásica que se propaga desde la zona de innervación al tendón) se graba con un electrodo colocado sobre el músculo de interés y un electrodo de referencia lejos de este tejido activo. Ésta onda trifásica, que resulta de los potenciales de acción de transmembrana, viaja a lo largo del sarcolema de las fibras musculares que pertenecen a la UM. Además del inicio y propagación de la onda, un SMUP monopolar contiene una onda monofásica y no propagante que se genera cuando el potencial de propagación llega al final de la fibra muscular.

Por el otro lado está la configuración clásica, que es la de dos electrodos cercanos encima del músculo a tratar, en una grabación bipolar. Si se combinan la actividad de un electrodo con la de otro

o varios que se coloquen cercanamente se obtienen resultados musculares en derivaciones de orden superior. Su efecto es el de un filtrado paso alto espacial, es decir, un estrechamiento de la vista espacial (desaparecen las componentes no propagantes). Un ejemplo de estas combinaciones es la configuración laplaciana, en la que el electrodo central está conectado con otros cuatro que le rodean.

El montaje a utilizar dependerá del objeto de la investigación. Debe tenerse en cuenta que el área de grabación de los electrodos se vuelve cada vez más pequeño con derivaciones de orden superior y también con separaciones más cortas entre electrodos.

Una consecuencia natural de estos montajes bipolares o diferenciales y de los de orden superior es, además de la disminución de la amplitud de las señales, la supresión del campo lejano y con ello de la actividad en el inicio y la extinción del potencial de acción.

3.4 Geometría fibras-electrodo: matrices lineales de electrodos

Además de las distintas opciones para los montajes, uno de las principales razones para aumentar el número de electrodos en sEMG es aumentar el número de posiciones de registro. En principio, no hay más obstáculo que la longitud del músculo para aumentar el número de electrodos de superficie, el número de canales, o la organización de montajes complejos de diferentes electrodos para cada canal. De esta manera, se puede conseguir información topográfica relativa a la distribución de la actividad EMG o a la sincronización entre diferentes músculos más completa [5]

La conexión de varios electrodos de registro dispuestos en una formación lineal (por ejemplo Fig. 9), permite la medida de la propagación del sarcolema mediante la comparación del tiempo de retardo de señales consecutivas y de la posición de la zona de inervación, siempre que los electrodos estén alineados de forma paralela con la dirección de la fibra muscular (la zona de inervación se caracteriza por una amplitud baja debido a que los dos electrodos al encontrarse sobre el origen del IAP registran casi el mismo potencial). A pesar de que es muy importante que se cumpla este requisito, por desgracia, son relativamente pocos los músculos que permiten tales montajes. Únicamente, pueden ser fácilmente medidos el bíceps braquial, el supinador largo, el vasto medial y el lateral, y la porción distal del músculo tibial anterior. Cualquier desviación de la disposición en paralelo de los electrodos da como resultado una sobreestimación de la velocidad de conducción de las fibras.

La colocación de los electrodos en una configuración bipolar o de doble diferencial con una IED de 2 cm, por lo general, basta para medir la actividad del músculo de interés.



Fig.9: formación lineal de electrodos superficiales (extraída de [5]).

3.5 Características de la UM mediante el sEMG

La distribución espacial y temporal de la huella de la unidad motora proporciona información acerca de la fisiología, anatomía e histología de la UM directamente, como por ejemplo:

- La ubicación de la posición de la unión neuromuscular de una UM puede ser detectada con un montaje bipolar, gracias al cambio en la dirección de la polaridad [5].
- La profundidad de la UM puede deducirse de la variación de la amplitud de la SMUP para distintos electrodos. A menores amplitudes, distancias mayores y por lo tanto, mayor profundidad de la UM [5].
- La longitud de la fibra muscular, gracias a la medida de las posiciones de las transiciones de fibra-tendón mediante las componentes no propagantes [5].

3.6 Estado de la EMG

El esfuerzo de investigación en el modelado y simulación de señales EMG, que incluye tanto orientaciones analíticas como numéricas, ha sido de suma importancia en las últimas tres décadas. El grado de complejidad y detalle también ha ido desarrollándose de forma paralela a estos acontecimientos con el objetivo de recrear el sistema de generación de EMG fisiológica por un lado y las características temporales y espectrales de señales reales de EMG en el otro lado.

Sin embargo, todavía hay margen para mejora en varios aspectos:

- Las observaciones más experimentales que están relacionadas con los mecanismos de modulación de la fuerza se refieren a contracciones isométricas. El alcance de los modelos para las contracciones dinámicas no es muy elevado.
- La combinación de los modelos geométricos de los músculos y de las disposiciones de las fibras con los modelos de inervación de fibras podría refinar los resultados de la simulación y dar un enfoque unificado de la arquitectura del músculo.
- La fatiga, el envejecimiento y las enfermedades neuromusculares son circunstancias específicas que degradan el rendimiento muscular. Los modelos EMG que tienen en cuenta estos factores son escasos, pero pueden ser muy útiles para una mejor comprensión de los mecanismos subyacentes.

3.7 Componentes no propagantes

La Fig. 10 muestra el potencial de acción simulado de una sola fibra muscular variando la distancia de observación, de 0,5 mm (por ejemplo, un electrodo de aguja relativamente cerca a la fibra) a 25 mm (por ejemplo, una grabación sEMG monopolar de un SFAP a partir de una única fibra en una profunda UM). [5]

En ella, se puede apreciar, en el final de la SFAP, un pico que parece aumentar con la distancia de observación convirtiéndose en más dominante debido a la amplitud decreciente de la componente trifásica. Este pico tiene otra particularidad que no puede ser observado en la Fig.10 y es que no se propaga a lo largo de la fibra muscular, como lo hace la componente trifásica (componente no propagante). Además, otra desviación positiva menos abrupta evoluciona en el comienzo de las

huellas, especialmente en el segundo y tercer SFAP. Ambas desviaciones al principio y al final de la SFAP están relacionadas con el nacimiento y la extinción de la fuente de corriente transmembrana.

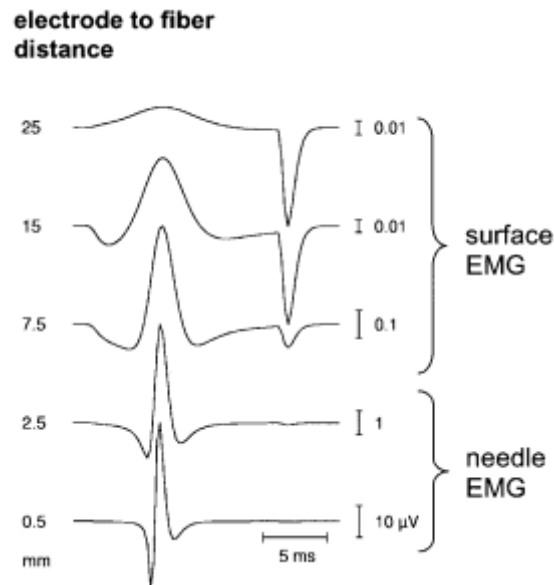


Fig.10: SFAPs simulados de una fibra muscular a partir de montaje monopolar. La distancia de observación a la fibra muscular se reduce de 25 mm (grabación monopolar con electrodo en una profunda UM) a 0,5 mm (grabación con aguja cerca de la fibra) (extraída de [5]).

3.8 Detección de los trenes de disparo a partir de EMGs

Por lo general, varias UM en la zona de captación de los electrodos disparan muchas veces por segundo, lo que provoca interferencia de disparo.

Un sMUP puede obtenerse mirando las señales en ambas dimensiones simultáneamente en un montaje monopolar. Sin embargo, los trenes de disparo de la UM difícilmente pueden ser distinguidos y mucho menos clasificados a partir de grabaciones monopolares. La zona de captación de señales monopolares es demasiado grande y hay numerosos componentes de campo lejano a la actividad, contenidos en la señal. [6]

Típicamente, sEMG se obtiene como la diferencia de potencial eléctrico entre dos electrodos colocados sobre el musculo con una separación entre ellos de 2-3 cm (registro bipolar). Los disparos de una UM difícilmente pueden ser reconocidos individualmente. Para la detección de estos potenciales de cada UM, deben usarse electrodos y separaciones más pequeñas o montajes de mayor orden como el doble diferencial o el de Laplace.

Para conseguir extraer las sMUP de las sEMG hay que extraer los MUP individuales a partir del patrón de interferencia, cogiendo un pico máximo de señal como indicativo para el disparo de cada UM y después de ello, las UM separadas deben clasificarse.

A diferencia de la mayoría de las grabaciones nEMG, la información espacial de la EMGs es indispensable en esta clasificación debido a que las diferencias temporales entre sMUPs difícilmente pueden ser utilizadas para diferenciarlas.

De uno de los apartados anteriores, se puede extraer el apunte de que los registros en ambas direcciones básicas (perpendicular a la dirección de la fibra y paralela a ella) juegan un importante papel en el análisis de sEMG. Esto implica que las grabaciones puede estar mejor hechas con una rejilla de electrodos multicanales bidimensionales colocadas en la superficie de la piel para un músculo. Las dimensiones óptimas de tal rejilla dependerán del músculo estudiado. Una de 10×13 electrodos a una IED de 5 mm fue desarrollado para el estudio de los músculos grandes de una persona adulta. Para los pequeños (por ejemplo, los de la mano), se utilizó una matriz más pequeña de 16×8 con IED de 3 mm. Estas rejillas de electrodos de alta densidad de superficie se muestran en Fig. 12.



Fig.11: patrones de disparos de sEMG de una selección de electrodos de una rejilla de alta densidad de EMG. El sujeto contrajo el bíceps braquial con un nivel de fuerza de alrededor del 5 % de la contracción voluntaria máxima. (A) 10 señales bipolares presentadas en la dirección perpendicular a las fibras que muestran la variabilidad de la amplitud de sEMG sobre el músculo en la dirección lateral medial. Están marcados visualmente los disparos de la UM. (B) 12 señales bipolares en la dirección de la fibra en el mismo tiempo que A (extraída de [5]).

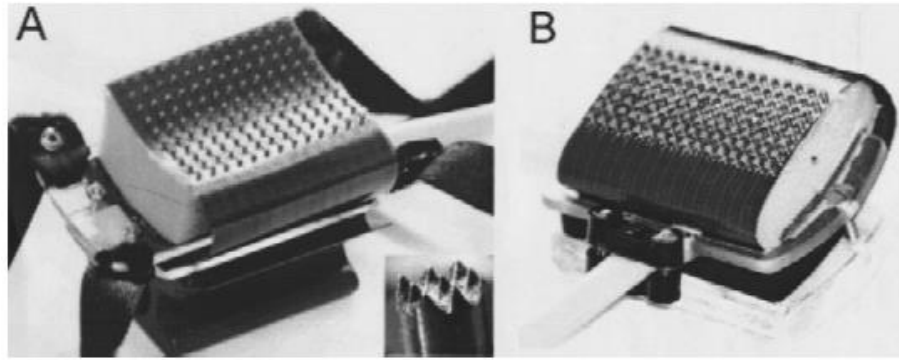


Fig.12: rejillas de electrodos para medir sEMG en diferentes músculos. (A) 10×13 electrodos a una IED de 5 mm utilizados para los grandes músculos de las extremidades de un adulto. (B) Cuadrícula de 16×8 electrodos a una IED de 3 mm para músculos pequeños (por ejemplo, los de la mano) (extraída de [5]).

3.9 Modelado de señales EMG

El toolbox de simulación de señales EMG creado por el Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica de la UPNA (Fig. 13) está orientado a la simulación de señales EMG basadas en modelos.

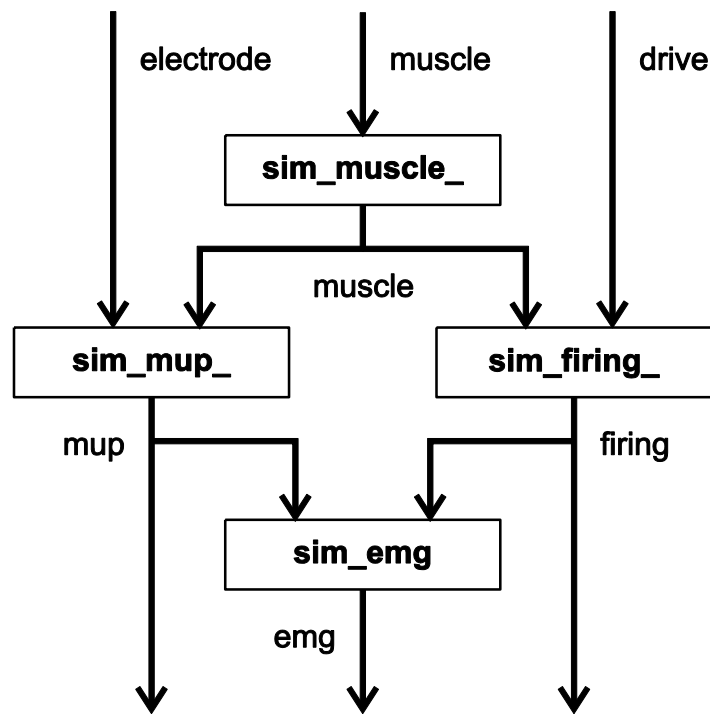


Fig. 13: esquema general del toolbox, con los distintos módulos encargados de simular la estructura anatómica y fisiológica del músculo (*sim_muscle_*), los potenciales de unidad motora (MUPs) de las distintas unidades motoras (UMs) del músculo (*sim_mup_*), los trenes de disparo de las unidades motoras (MUFPS) (*sim_firing_*) y, finalmente, la composición de la señal EMG (*sim_emg*) como convolución de los MUPs con sus correspondientes trenes de disparo.

Para la función que simula el músculo (*sim_muscle_*) ubicando las UMs de forma independiente (sin atender al solapamiento resultante) y asigna las fibras de cada UM de forma también independiente (sin modelar la inervación ni un sustrato de fibras preexistente) hay que introducir

una estructura de datos *muscle* con los siguientes campos (• campos de entrada / o campos de salida):

- *mun* Número de unidades motoras del músculo.
- *dim* Dimensiones del músculo (ancho/profundidad/longitud).
- *mutr_min* Radio de la UM más pequeña.
- *mutr_max* Radio de la UM más grande.
- *mufd* Densidad de fibras de las UMs.
- *mepp_med* Media de la zona de innervación.
- *mepp_wid* Dispersión de la zona de innervación.
- *mten_wid* Dispersión de la unión músculo-tendinosa.
- *mucv_min* Velocidad de conducción media de la UM más pequeña.
- *mucv_max* Velocidad de conducción media de la UM más grande.
- *mucv_cov* Coeficiente de variación de la velocidad de conducción de las UMs.
- *miod* Retardo en la propagación por el axón (se considera nulo).
- *fat* Anchura de la capa de grasa (mm)
- *skin* Anchura de la piel (mm)
- *mutc* Matriz de centros de las UMs.
- *mutr* Matriz de radios de las UMs.
- *mucv* Vector de velocidades de conducción de las UMs.
- *fpos* Matriz de posiciones de las fibras musculares.
- *fmep* Vector de posiciones de las uniones neuromusculares de las fibras.
- *fmcv* Vector de velocidades de conducción de las fibras.
- *fioid* Vector de inicios de la depolarización de las fibras.
- *ften* Matriz de posiciones de las uniones músculo-tendinosas de las fibras.
- *finn* Vector de identidad de las UMs que innervan a las fibras.

Junto a este músculo simulado hay que simular un array de electrodos superficiales a partir de otra estructura cuyos campos son (• campos de entrada):

- *type* Geometría del electrodo.
- *fsam* Frecuencia de muestreo en Hz para muestrear las señales.

Con estas dos estructuras (*muscle* y *electrode*) ya generadas, se puede simular el MUP, bien de una UM determinada o bien las de todas las UMs, a partir de la siguiente función:

```
mup = sim_mup_surface(muscle, electrode, ind)
```

Para generar los trenes de disparo correspondientes a las UMs del músculo dado en *muscle* a partir de la entrada de excitación del pool de motoneuronas dada en *drive* (que representa el nivel de % MVC deseado muestreado a 1 kHz), se utiliza la siguiente función.

```
firing = sim_firing_fuglevand(muscle, drive)
```

Por último, la función dedicada a la simulación de la señal EMG a partir del músculo, electrodo y *firing* es la siguiente:

```
emg = sim_emg(mup, firing, electrode, t_max)
```

3.10 Simulaciones de huellas de UM y de registros EMG

Para poder probar el funcionamiento del toolbox se han realizado diversas comparaciones de parámetros fisiológicos, todos ellos simulados a partir del toolbox.

- Comparación de huellas de UM de distintas MUCVs:

El objetivo de este experimento es poder comparar el MUP de unidades motoras con distintas velocidades de conducción

Para ello, se ha simulado un músculo de 10x10x140 mm con una capa de piel de 1mm y una de grasa de 2mm y que está compuesto de 3 UMs. La UM que se va a estudiar tiene un radio de 0.8921 mm y una MUCV de 5.25 m/s y su zona de inervación se sitúa justo en la mitad del eje Z (Tabla 2).

Por otro lado, se encuentra el array de 19 electrodos circulares dispuestos longitudinalmente a lo largo del músculo, con una IED de 10 mm y una frecuencia de muestreo de 2048 Hz.

Posteriormente, se ha cambiado la MUCV del músculo a 2.25 m/s y se ha vuelto a simular, para poder comparar ambas MUPs.

Se puede apreciar en las Figs. 14 y 15, tanto para el caso de MUP monopolar como para el diferencial, que el hecho de hacer la MUCV más baja se traduce en un avance más lento de la componente propagante.

Tabla 2: parámetros utilizados en la simulación del músculo y el electrodo.

muscle.	Valor del parámetro	electrode.	Valor del parámetro
<i>mun</i>	3	<i>Type</i>	'circ'
<i>dim</i>	[10 10 140]	<i>fsam</i>	2048
<i>mutr_min</i>	0.8921	<i>size</i>	1
<i>mutr_max</i>	2.6762	<i>ied</i>	10
<i>mufd</i>	5	<i>pos</i>	-20
<i>mepp_med</i>	70		
<i>mepp_wid</i>	1		
<i>mten_wid</i>	5		
<i>mucv_min</i>	5.25		
<i>mucv_max</i>	6.25		
<i>mucv_cov</i>	0.1		
<i>miod</i>	0		
<i>mufr</i>	0.3		
<i>mufs</i>	0.3		
<i>mepp_fra</i>	10		
<i>fat</i>	2		
<i>skin</i>	1		

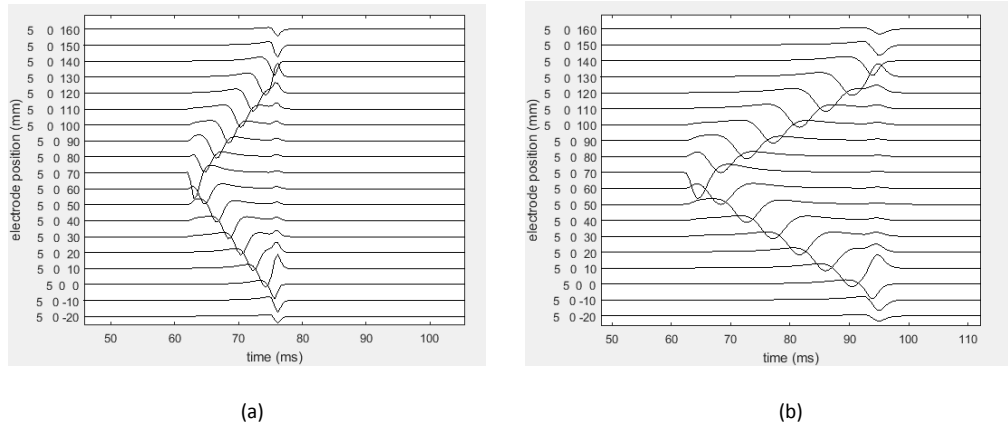
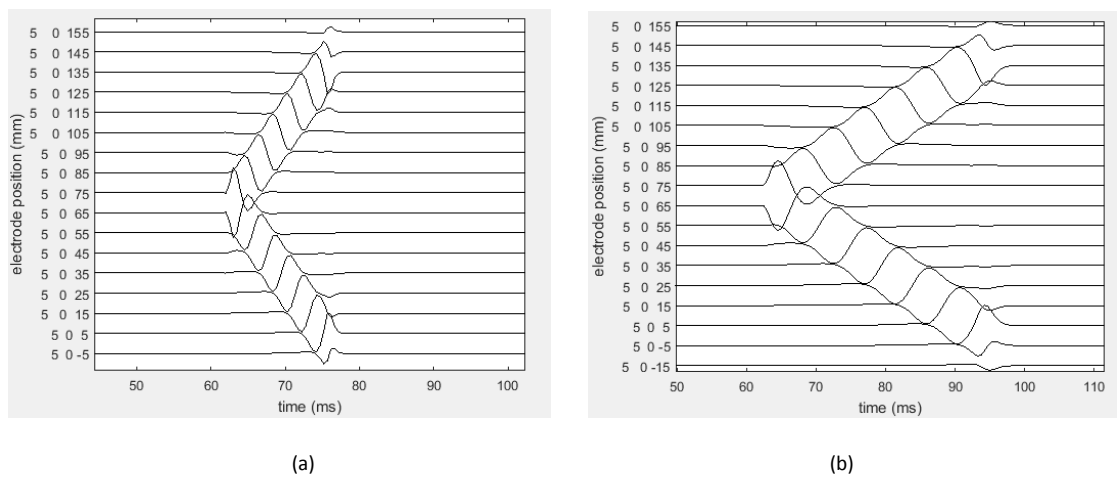


Fig.14: MUP monopolar (a) con MUCV de 5.25; (b) con MUCV de 2.25.



Figs.15: MUP diferencial: (a) con MUCV de 5.25; (b) con MUCV de 2.25.

- Comparación de EMGs con distinto número de UMs:

Para el estudio de la variación del número de UMs se ha utilizado el mismo músculo que en el punto anterior (parámetros en Tabla 2), con la única diferencia de fijar la MUCV en 3.25 m/s. Para la comparación se ha simulado un músculo compuesto por 10 UMs y otro por 100 UMs.

Aplicando un patrón de reclutamiento que aumenta de forma lineal hasta la MCV del 30% y tras un periodo de contracción constante decrece de forma lineal, se han obtenido los siguientes instantes de disparo (Fig. 16) las siguientes señales EMG (Fig. 17).

Se sabe que cuantas más unidades motoras tiene un músculo, más se interfieren entre sí. El hecho de haber más unidades motoras disparando en el mismo músculo, hace que los electrodos capten más señales y éstas al superponerse formen una señal más compleja. Se puede apreciar este aspecto en las Fig. 18 con una ventana temporal pequeña.

Como se esperaba, en el caso del mayor número de unidades motoras activas se aprecia un mayor número de disparos en el mismo intervalo temporal, para el esfuerzo del 30%, además de una mayor amplitud de la señal de interferencia.

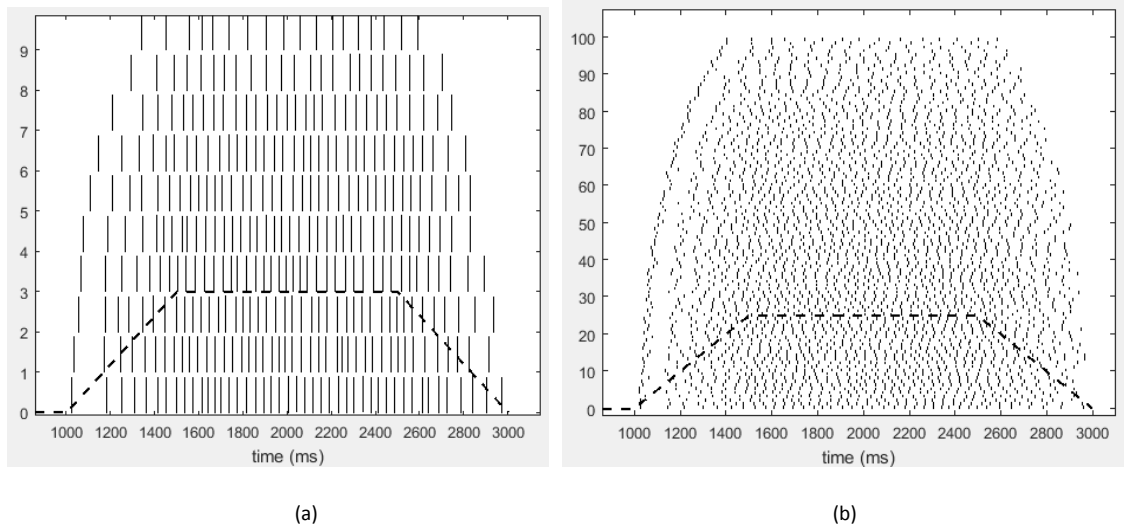


Fig.16: frecuencia de disparo para un MVC del 30% de cada una: (a) de las 10 UM que componen el músculo; (b) de las 100 UM que componen el músculo.

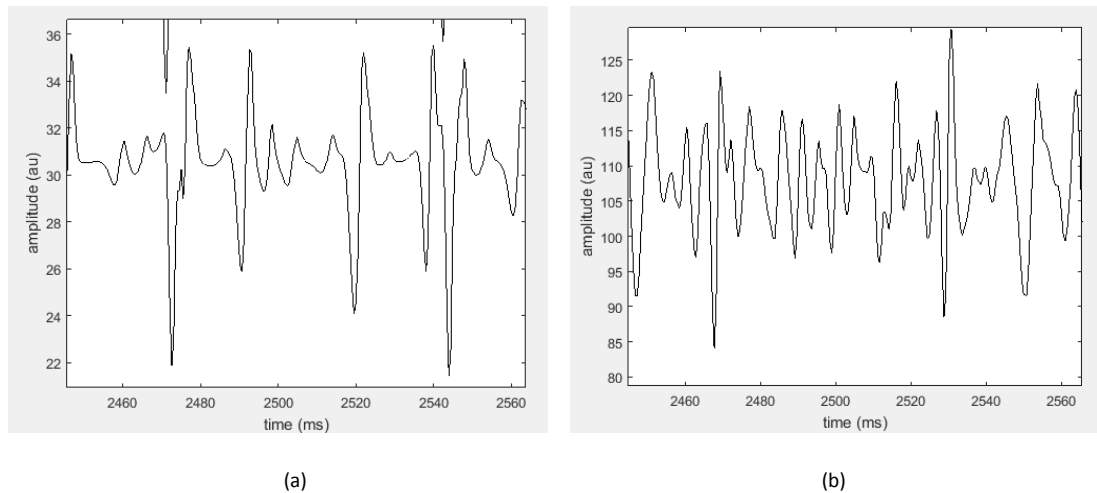


Fig.17: EMG diferencial del músculo visualizada en un intervalo temporal de 120 ms (a) con 10 unidades motoras; (b) con 100 UM.

- Comparación de EMGs con distinto MVC:

Nuevamente para estudiar la influencia que tiene la variación de la MVC sobre la huella se utiliza el escenario de músculo y electrodo con los parámetros de la Tabla 2. Únicamente la MUCV es diferente (3.25 m/s) y el músculo está compuesto de 10 UMs.

Visualizando las Fig. 18 se puede comprobar que al aumentar considerablemente el esfuerzo, se incrementa proporcionalmente la frecuencia a la que las UMs disparan. Independientemente cuál sea el tamaño de la UM, aumentando la MVC, se incrementa esta tasa de disparo y por lo tanto, los electrodos captan señales más complejas (efecto comprobable en las Fig. 19).

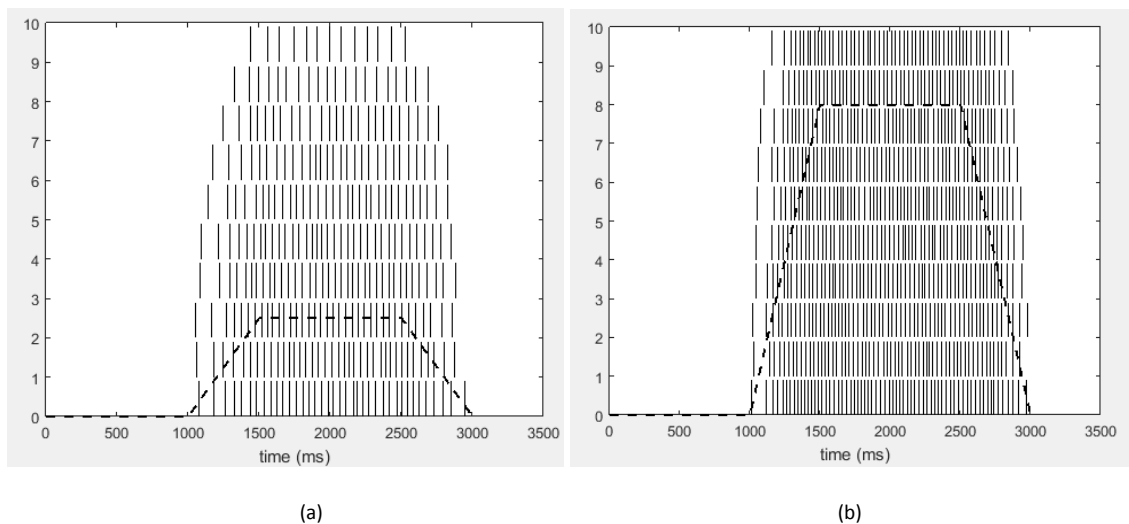


Fig. 18: instantes de disparo de las unidades motoras del músculo (a) con esfuerzo del 25%; (b) con esfuerzo del 80%.

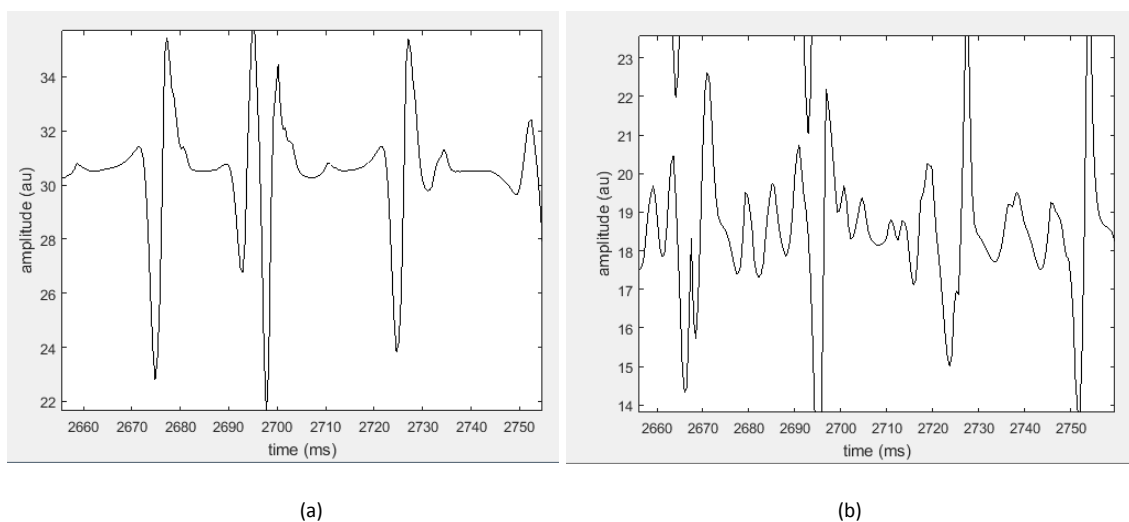


Fig. 19: EMG diferencial en un intervalo temporal de 100 con una contracción del músculo ms (a) del 20%; (b) del 80%.

4. DESARROLLO DEL MÉTODO DE ESTIMACIÓN DE ZI, ID Y VC

4.1 Determinación de la velocidad de conducción

Como inicio de la descripción del método de estimación se aborda el tema de la determinación de la velocidad de propagación del MUP para cada uno de los canales con los que se realiza la medición.

Sobre este punto se van a sentar las bases del algoritmo ya que de él depende el etiquetado de canales que posteriormente se hará, por lo que se requiere un estudio en profundidad del mismo.

Para la estimación del retardo de muestras entre canales contiguos se van a emplear diversos métodos:

- a) Correlación cruzada
- b) Alineación de señales de alta resolución (McGill)

El primer método basa la medida en estimar el retardo de propagación entre las señales de dos canales hallando el máximo de la correlación cruzada de los potenciales registrados por los dos canales a comparar. Dividiendo la IED entre esta diferencia temporal se obtiene la estimación de la velocidad de conducción.

Este algoritmo se implementó en la función *surface_delay_corr* en el que a partir de recorrer uno a uno cada par de canales y hallar el índice de la muestra que corresponde con el máximo de la correlación cruzada entre los MUPs, se obtiene un vector con la velocidad estimada entre cada par de canales expresada en m/s. Nótese que la longitud del vector será una unidad inferior al número de canales..

```
[cv] = surface_delay_corr(mup, electrode);
```

- **mup** matriz que contiene el potencial de acción de la unidad motora de estudio registrado en todos los canales
- **electrode** información sobre el array lineal de electrodos superficiales
 - **cv** vector de la MUCV de cada par de canales

Algoritmo 1: cálculo velocidad asociada a cada par de canales con la correlación cruzada

Sea *cv* el vector de velocidades asociado a cada par de canales, *mup* el potencial de acción de la UM de cada canal, *fs* la frecuencia de muestreo y *ret* el retardo temporal de cada par de canales en muestras, se siguen los siguientes pasos:

- Se recorre un bucle de tantas iteraciones como el *length (mup) -1* (número de canales) en el que:
 - Se obtiene *correl* a partir de la *xcorr* para cada *mup (i)* y *mup (i+1)*.
 - Se halla el índice del max (*correl*).
 - Se obtiene *cv (i)* a partir de $IED / (índice * 1000 / fs)$

Este método conlleva una limitación destacable. Dado que sólo permite desplazamientos de tiempo discretos, su resolución temporal es solamente $\pm 0,5$ intervalos de muestreo y se necesita una alta velocidad de muestreo para lograr una resolución suficiente para el alineamiento exacto.

Suponiendo los siguientes datos de simulación y una franja de valores de velocidad verosímiles entre [3-6] m/s:

- Número de canales (n) = 19
- IED (d) = 0.01 metros
- Frecuencia de muestreo (f_s) = 2000 Hz
- Nº entero de muestras obtenidas de la correlación (n)

Si se hace $v=d*f_s/n$ lo que se obtiene es:

- Suponiendo $n=3$ $vel=20/3=6.6$ m/s
- Suponiendo $n=4$ $vel=20/4=5$ m/s
- Suponiendo $n=5$ $vel=20/5=4$ m/s
- Suponiendo $n=6$ $vel=20/6=3.3$ m/s

Esto demuestra la evidente falta de resolución en la estimación de las velocidades, con solo cuatro valores determinados posibles en el rango fisiológico normal, como se puede comprobar en la Fig. 20 (a) (simulación de un MUP con características de músculo y electrodo en la Tabla 2, cambiando la MUCV a 3.25 m/s).

Si la IED fuera bastante grande (del orden de varios metros) este aspecto sería menos crítico y el hecho de variar el número de muestras de forma entera sería menos grave, pero, en la realidad, no existen músculos de estas longitudes, por lo que se descarta esta solución.

Otra forma para resolver este problema, podría ser el aumento de la frecuencia de muestreo. Sin embargo al incrementar la frecuencia de muestreo, se aumenta de forma alarmante la carga computacional de nuestro modelo y además implica emplear frecuencias de muestreo no utilizadas en la realidad cuando se registran señales reales.

Por ello, para salvar este problema se desarrolló el método de estimación del retardo basado en el algoritmo de alineamiento de alta resolución de McGill [8]. Éste método consiste en tratar las formas de onda de las MUPs de los canales como funciones de naturaleza continua, asumiendo que son muestreadas a f_s y representadas por sus coeficientes de la DFT, mediante interpolación a una tasa mayor que la de Nyquist. Al alinear las MUPs en el dominio de la frecuencia y comparar las transformadas se obtienen retardos de número de muestras más precisas que medio intervalo de muestreo, por lo que al proceder como en el método anterior, calculando el retardo temporal entre canales y posteriormente la velocidad de canal con la IED, éstas serán mucho más precisas y solventarán la limitación anterior de la resolución de medio intervalo temporal, como se puede comprobar en la Fig. 20 (b). [8]

Este algoritmo se implementó en la función *surface_delay_hi_res* en el que a partir de recorrer uno a uno cada canal y hacer el algoritmo de McGill (explicado en párrafo anterior) sobre cada MUP y la del

siguiente electrodo, se obtiene un vector con la velocidad de cada canal, dividiendo la IED entre este el número de muestras retardadas, previamente habiéndolo transformado a ms (multiplicando por 1000 y dividiendo entre la frecuencia de muestreo).

$[cv] = \text{surface_delay_hi_res}(\text{mup}, \text{electrode});$

- mup potencial de acción de la unidad motora de estudio
- electrode array lineal de electrodos superficiales
- cv vector de la MUCV de cada canal

Algoritmo 2: cálculo velocidad asociada a cada par de canales con el algoritmo McGill

Sea cv el vector de velocidades asociado a cada par de canales, mup el potencial de acción de la UM de cada canal, fs la frecuencia de muestreo y ret el retardo temporal de cada par de canales en muestras, se siguen los siguientes pasos:

- Se recorre un bucle de tantas iteraciones como el $\text{length}(mup) - 1$ (número de canales) en el que:
 - Se realiza el algoritmo de McGill para cada $mup(i)$ y $mup(i+1)$, obteniéndose $ret(i)$.
 - Se obtiene $cv(i)$ a partir de $IED/(ret(i) * 1000/fs)$

Nótese que los dos algoritmos difieren sólo en la forma de estimar el retardo de propagación entre canales contiguos.

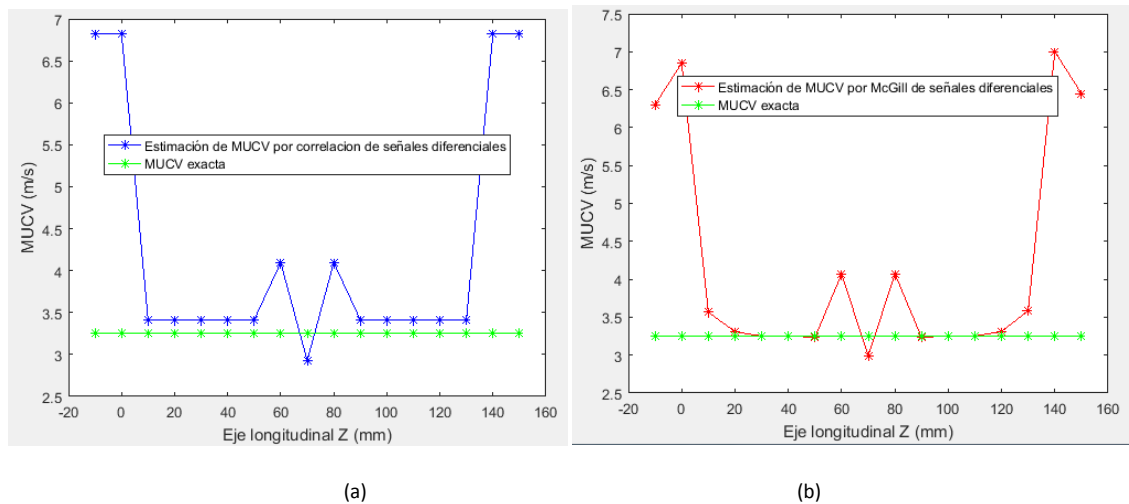


Fig. 20: estimación del valor absoluto de las velocidades de propagación de los canales con una frecuencia de muestreo de 2048 Hz para: (a) método correlación cruzada; (b) método McGill.

4.1.1 Velocidad de conducción para señales monopolares y diferenciales

A partir de las funciones de correlación y McGill programadas y explicadas antes, se procede a estudiar la comparación entre la estimación de velocidades para señales monopolares y diferenciales por medio del toolbox de simulación.

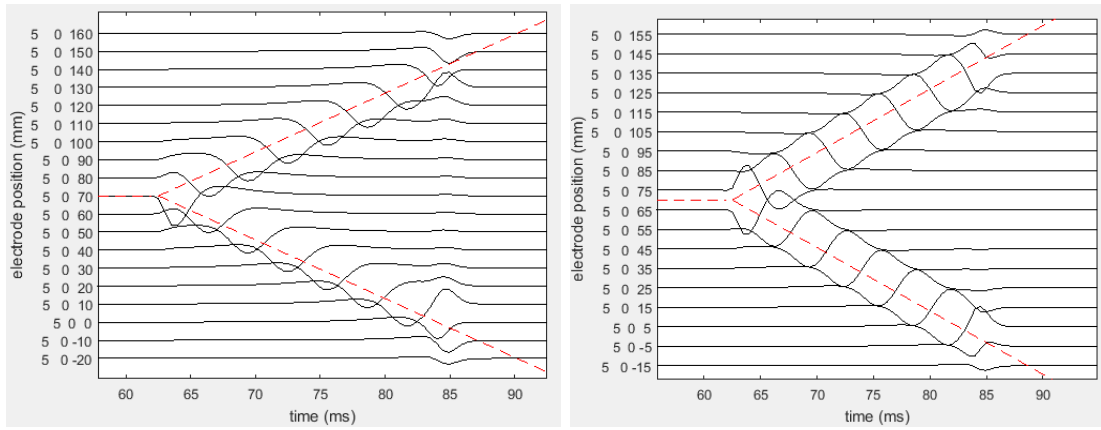
Este estudio se va a apoyar en la denominada huella de la UM, que es una representación del potencial de unidad motora en función de las distintas posiciones de los electrodos superficiales situados en la superficie del músculo.

Para ello se simula el MUP de la UM con los parámetros de la Tabla 2 (al igual que los del electrodo necesario para la simulación del MUP), con una única modificación que es la de permitir variar la CV de la UM objeto de estudio fijándola para el primer caso a 3,25 m/s y para el segundo a 6.25 m/s. Los resultados se representan en las Figs. 21 a 25.

Un punto clave obtenido comparando la Fig. 22, es la interpretación de las velocidades en la posición de inervación con respecto al tipo de registro que se ha hecho de la señal. Para el caso de señales monopolares con McGill, los canales contiguos a dicha posición registran velocidades similares puesto que las formas de ondas son idénticas mientras que para señales diferenciales se crea un pico de velocidad inferior muy acusado.

Otro aspecto clave a explicar es la interpretación de las velocidades tan altas que se obtienen en las zonas de los tendones, es decir, para las componentes no propagantes. Para el caso de la correlación cruzada (aunque sucede de forma análoga para el método McGill), al calcularla en los canales que se encuentran por encima del tendón o incluso fuera del músculo la forma de onda es prácticamente idéntica por lo que el retardo entre canales calculado es muy pequeño, prácticamente 0. Es por ello, que al dividir entre este retardo tan bajo para hallar la velocidad, se obtienen estos valores tan altos, que físicamente no son verosímiles. Esto es: valores muy altos de la velocidad de propagación estimada indican, en este caso, que se halla en una zona con predominancia de componentes no propagantes.

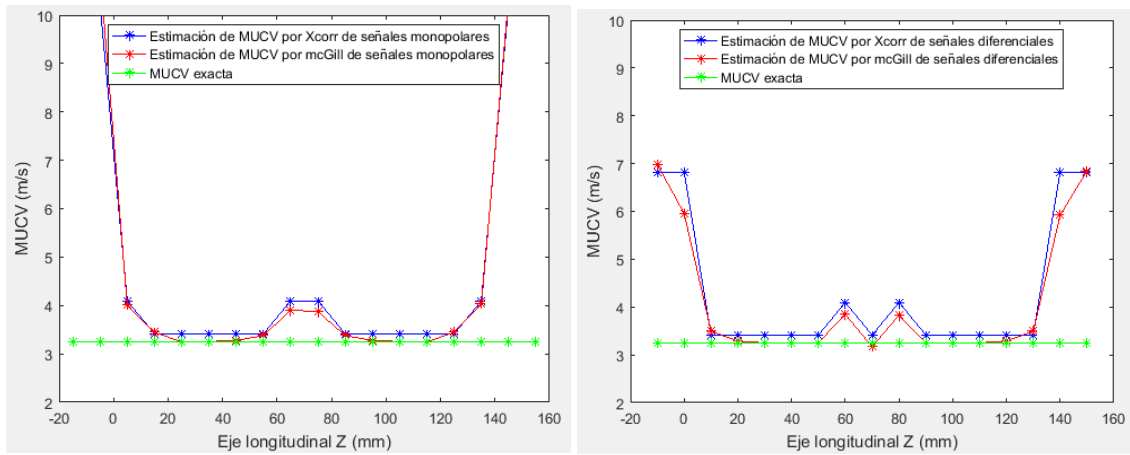
Cabe puntualizar que las velocidades representadas en las diez gráficas de la sección, exceptuando las Fig. 23, son en valor absoluto. En realidad, las velocidades son positivas o negativas debiendo el distinto signo a su sentido de propagación opuesto: desde la zona de inervación hacia ambos extremos de las fibras.



(a)

(b)

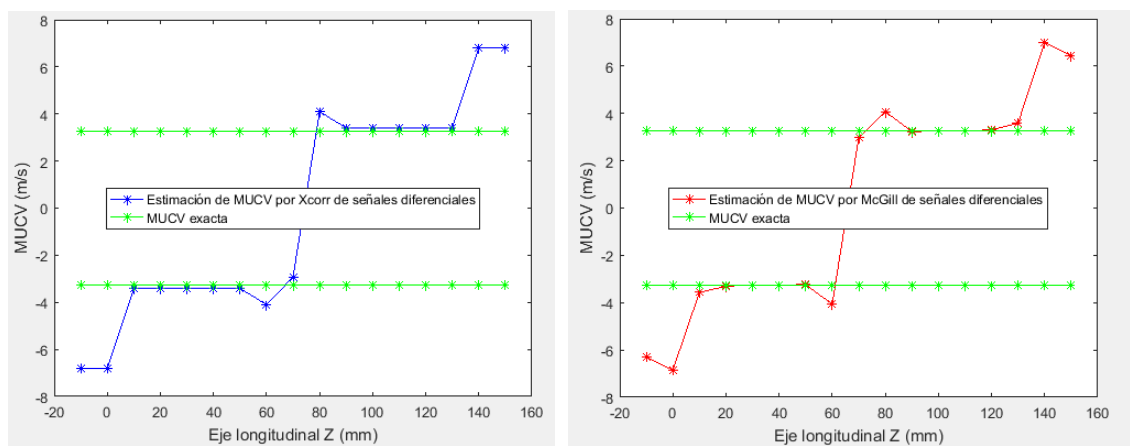
Fig. 21: huella EMG de la UM de MUCV de 3.25m/s (a) monopolar; (b) diferencial.



(a)

(b)

Fig. 22: estimación del valor absoluto de las velocidades de propagación de los canales para una UM de MUCV de 3.25m/s: (a) monopolar; (b) diferencial.



(a)

(b)

Fig. 23: estimación de las velocidades de propagación de los canales para una huella diferencial de una UM de MUCV de 3.25m/s para el método de (a) correlación cruzada; (b) McGill.

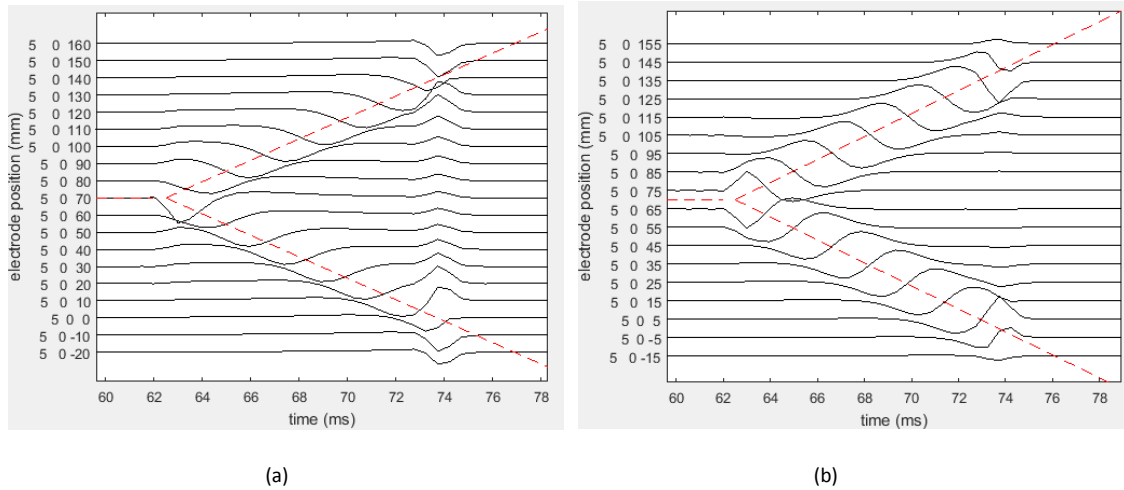


Fig. 24: huella EMG de la UM de MUCV de 6.25m/s (a) monopolar; (b) diferencial.

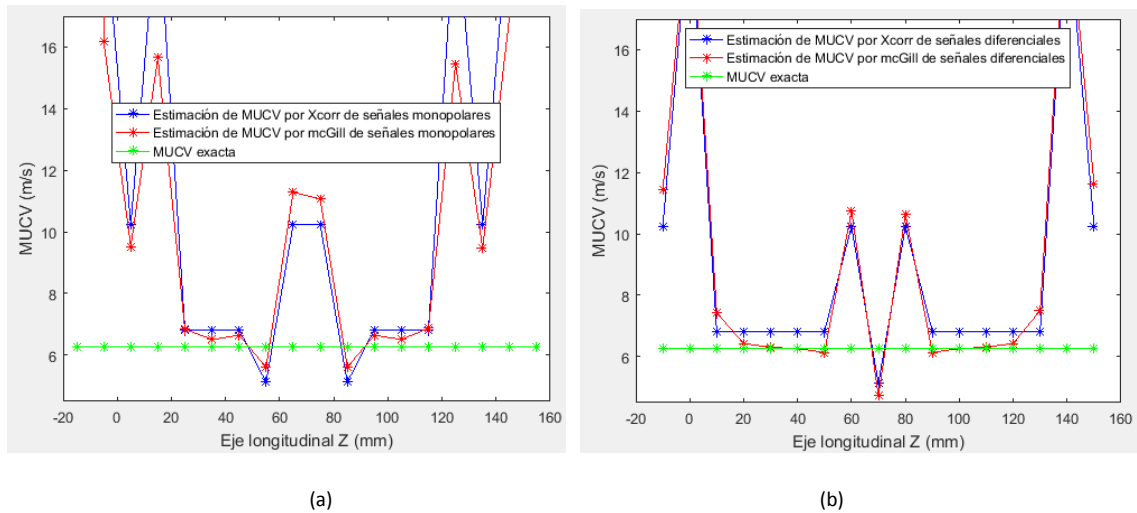


Fig. 25: estimación del valor absoluto de las velocidades de propagación de los canales para una UM de MUCV de 6.25m/s: (a) monopolar; (b) diferencial.

4.1.2 Velocidades de conducción al variar la IZ

A continuación, se desea comprobar qué es lo que ocurre con la estimación de velocidades de conducción al mover la IZ del centro del eje longitudinal del músculo y acercarla a un extremo de tendón. Para ello, se vuelve a utilizar el toolbox para la simulación y se utiliza el MUP cuyos parámetros se recogen en la Tabla 2, en este caso cambiando la zona de inervación de la UM y obviamente el de las fibras musculares, primero haciéndolo fijándola en 90 y posteriormente en 110. Con ello se genera un músculo asimétrico con una región de semi-fibras más cortas y otra donde son más largas, como se puede apreciar en las Fig. 26, ya que el potencial tarda más en propagarse en un sentido que en el otro.

Además, se puede apreciar cómo al variar la posición de inervación (en este caso hacia la derecha, al pasar de tener la zona de inervación en 70 mm a tenerla en 90 mm), solo los canales que quedan al lado contrario (en la región donde las semi-fibras son más largas), las velocidades son interpretadas

de forma correcta, al encontrarse más lejos del tendón y no ser afectado por la componente no propagante, mientras que los que se encuentran en el lado desplazado (donde las semi-fibras son más cortas) son incapaces de lograr una velocidad aproximada al estar afectadas por un lado, por el efecto de la zona de inervación y por el otro del tendón (Fig. 27). Este efecto se magnifica más cuando se acerca la IZ aún más al tendón, desplazándola a 110 mm (Fig. 29).

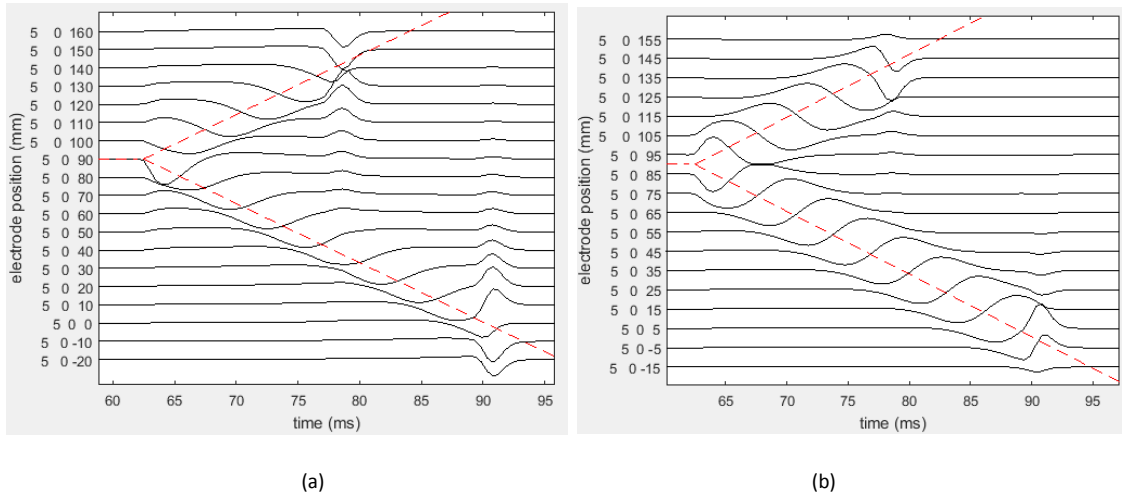


Fig. 26: huella EMG de la UM de ZI 90 mm (a) monopolar; (b) diferencial.

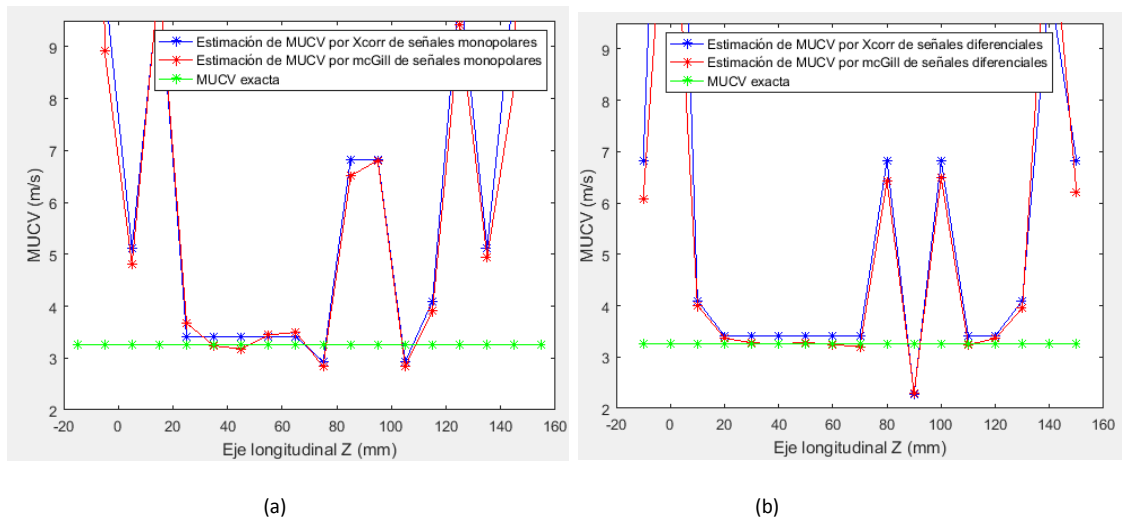


Fig. 27: estimación del valor absoluto de las velocidades de propagación de los canales para una UM de IZ 90 mm a partir de señales (a) monopolares; (b) diferenciales.

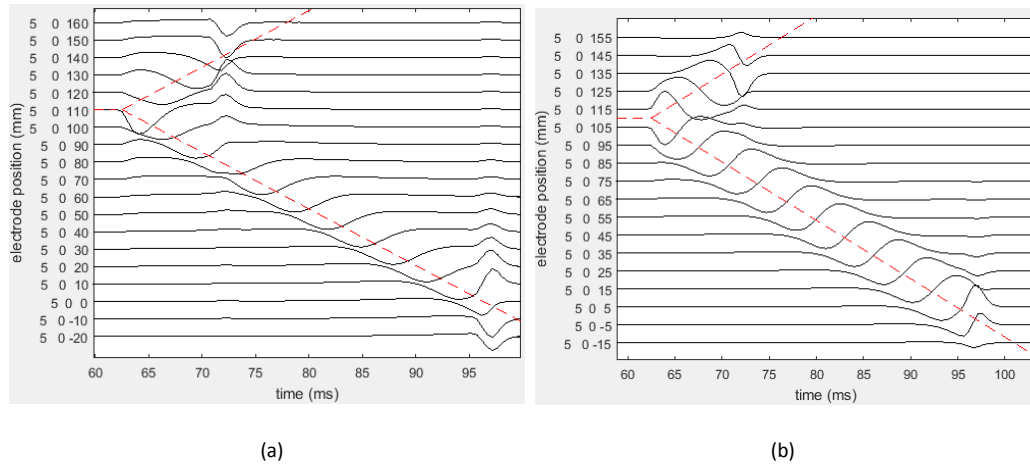


Fig. 28: huella EMG de la UM de ZI 110 mm (a) monopolar; (b) diferencial.

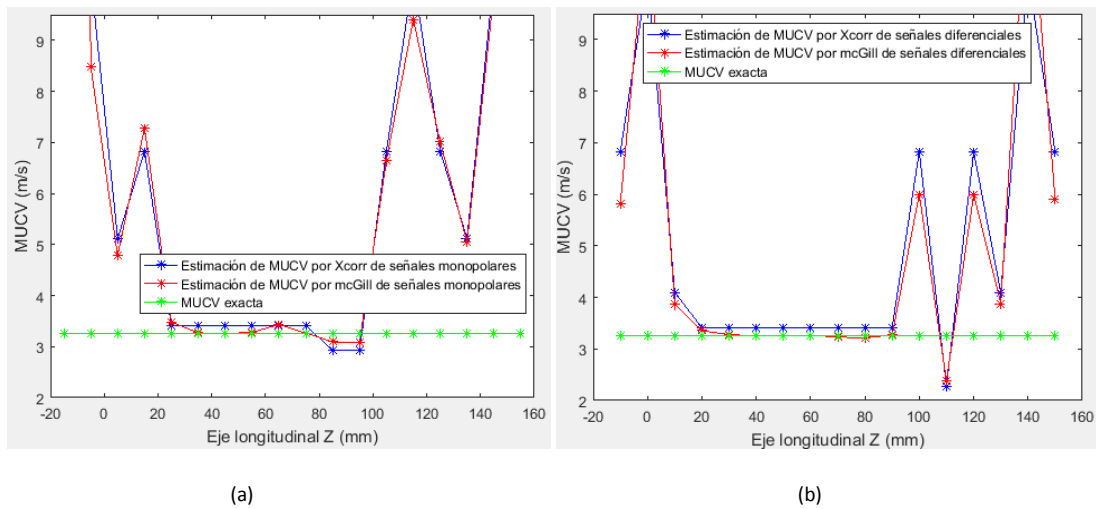


Fig. 29: estimación del valor absoluto de las velocidades de propagación de los canales para una UM de IZ 110 mm a partir de señales (a) monopolares; (b) diferenciales.

4.1.3 Señales doble diferenciales

El método doble diferencial consiste en diferenciar nuevamente la señal diferencial de la original. Además, a efectos prácticos, es como si se eliminasen los dos canales más externos al tendón.

Se ha realizado una última comparación de este nuevo tipo de señal con respecto a las señales ya comentadas anteriormente.

Lo más resaltable para este nuevo tipo de señal, es la aparición de la influencia del tendón en las posiciones centrales cercanas a la zona de inervación, que es captado por el doble de electrodos comparado con el caso de la señal diferencial, como se puede apreciar en las Figs. 31 y 32.

Comparando la Fig. 31 se obtiene la conclusión de que a partir de este punto, se va a trabajar directamente con señales diferenciales o bipolares, puesto que al no contar con las componentes no propagantes, la estimación obtiene resultados más precisos.

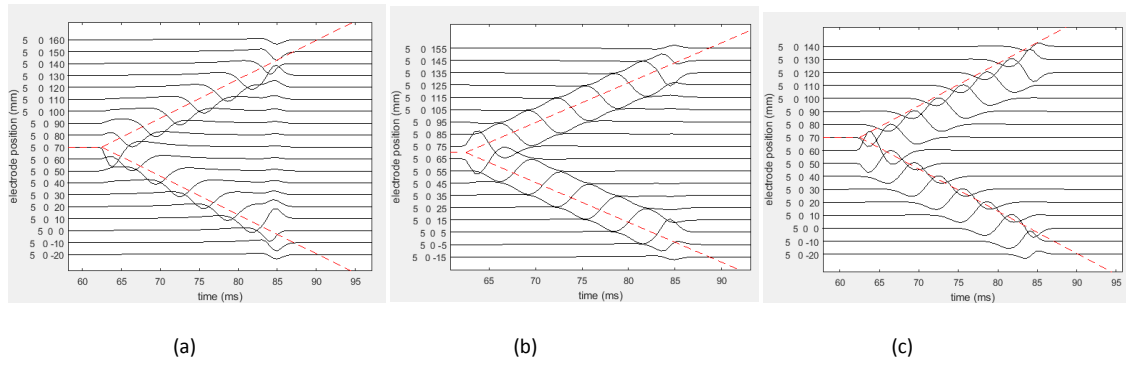


Fig. 30: huella de la UM (a) monopolar; (b) diferencial; (c) doblemente diferencial.

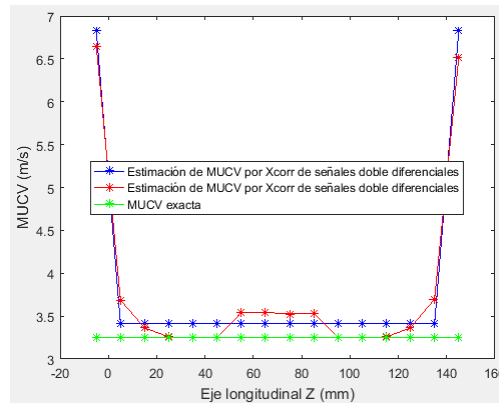


Fig. 31: estimación del valor absoluto de las velocidades de propagación entre canales contiguos con señales doblemente diferenciales de una UM.

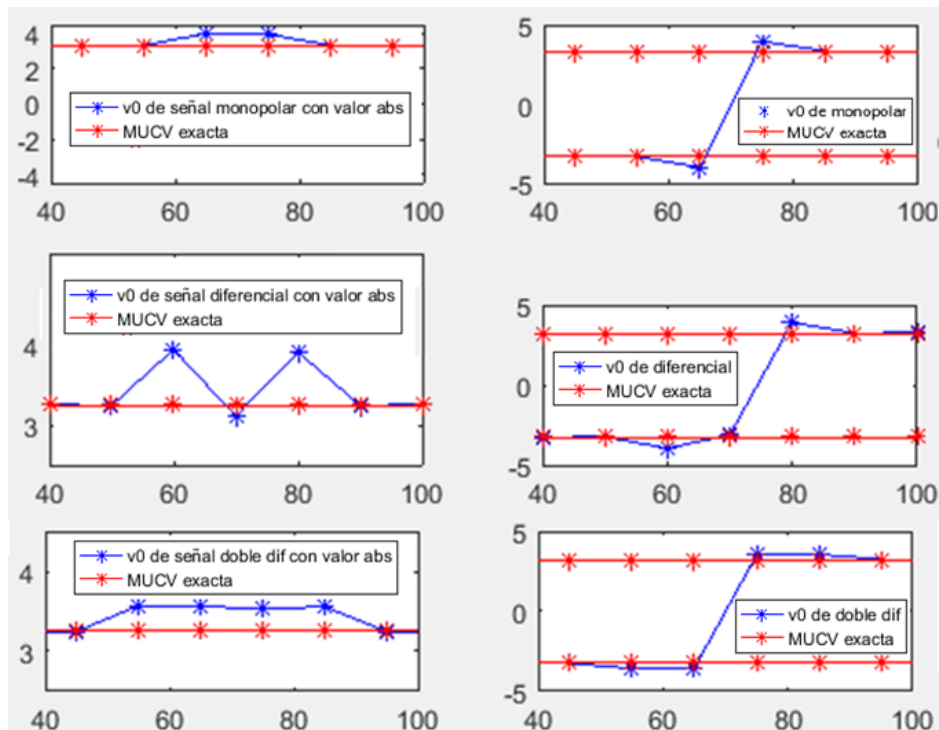


Fig. 32: comparación de las velocidades estimadas por el método de McGill para los tres tipos de señales y para cada posición de los electrodos.

4.2 Etiquetado de los canales y estimación de MUCV

Una vez estudiado el algoritmo de estimación de la MUCV para cada par de canales contiguos y su precisión ante distintos tipos de registros de señales y ante distintas posiciones de la zona de inervación, se va a introducir una idea teórica en la que se va a apoyar el etiquetado de canales.

Fisiológicamente, las MUCV verosímiles están comprendidas, aproximadamente, en el rango entre 2 y 7 m/s. La velocidad en las zonas de tendón o en la ZI (como ya se ha explicado antes, debido al escaso retardo entre las señales al alinear las MUPs), son más elevadas que 7 m/s, por lo que al calcular este parámetro mediante las funciones anteriores, si se obtiene una velocidad fuera del rango, se puede considerar que el electrodo se encuentra en una posición encima de la ZI o del tendón. Así pues se obtiene el etiquetado de canales automático, discerniendo los canales de velocidades válidas, de los que se encuentran cerca de tendón o de la ZI, los no válidos.

Sin embargo, que el rango de 2 a 7 m/s es excesivamente laxo y para una sola UM no debería permitirse un rango de variación tan alto. Por ello, hay que solventar el problema de la definición de los límites del margen de velocidades que se consideran verosímiles. Para ello, se va a calcular sobre la estimación de la función de densidad de probabilidad de las velocidades de conducción entre canales, el valor de velocidad que corresponde a la siguiente muestra que supera un determinado porcentaje del pico máximo de la distribución. Este pico máximo, a su vez será el valor de MUCV estimado (Fig. 33). Es decir: la MUCV estimada será la moda de nuestra función de densidad de probabilidad.

Además, se han incluido unas medida de protección, para asegurar el correcto funcionamiento del algoritmo y que no se obtengan resultados incongruentes. Una de ellas, es la de asegurar que todos los canales en las zonas de propagación que se encuentren entre dos etiquetados como no válidos, sean no válidos, evitando situaciones como un posible canal etiquetado como propagando en medio de la zona de inervación.

Este algoritmo se ha implementado mediante la función *surface_delay_select*. Para ello, en primer lugar se estima la función de densidad de probabilidad del vector de valores absolutos de las MUCV de cada canal a partir de la estimación por kernel de la distribución (*ksdensity*). Una vez hallada esta distribución, por un lado se establece un porcentaje arbitrario sobre el pico máximo de esta función (valor de la distribución que se obtiene para la estimación de MUCV) y con ello, se hallan los umbrales (mínimo y máximo) del rango de velocidades verosímiles. Esto divide la distribución en dos mitades (en el eje X) y permite buscar, para la primera de ellas, la velocidad que corresponde a la última muestra que está debajo del umbral definido y para la segunda de ellas, la que corresponde a la primera muestra que esta por debajo del umbral definido. Por último para la parte de la protección, se recorre el vector de canales etiquetados, primero en un sentido y luego en el opuesto, para buscar el primer canal detectado como de ZI para cada uno de los sentidos, obteniendo así los dos límites de canales influidos por la zona de inervación y entre ellos se establecerá la etiqueta de canal inválido.

[valid, v0] = *surface_delay_select* (muscle,cv,ks_factor,electrode);

- muscle músculo simulado
- cv vector de velocidades para cada canal
- ks_factor % sobre v0
- electrode array lineal de electrodos superficiales
- valid array de canales etiquetados como válidos y no válidos
- v0 valor estimado de la MUCV

Algoritmo 3: etiquetado de canales

Sea *cv* el vector de velocidades asociado a cada par de canales que se pasa como entrada y *ks_factor* el porcentaje sobre el pico máximo de la *v0*, se siguen los siguientes pasos:

- Se halla la *ksdensity* de los *abs (cv) < 10*.
- Se obtiene *v0* estimada a través del índice del máx (*ksdensity*).
- Se define un umbral *um* como *ks_factor*max (ksdensity)*
- Se divide la *ksdensity* en 2 mitades (desde el índice 0 hasta el correspondiente al máximo y desde éste hasta el final). En la primera mitad se busca el último índice *> um (ind_i)* y en la segunda, el primero *< um (ind_d)*.
- Se calculan las velocidades correspondientes a *ind_i (lim_i)* e *ind_d (lim_d)*.
- Se obtienen los canales etiquetados *etiquet (i)*: si *(cv (i) < lim_i y cv (i) > lim_d)*, *etiquet (i)=1*, (si *cv (i) > (-lim_i)* y *cv (i) < (-lim_d)*) *etiquet (i)=-1*. Para el resto de casos, *etiquet (i) = 0*.
- Se incluye la protección para que entre canales no válidos no pueda haber canales válidos.
 - Se recorre *etiquet (i)* en sentido ascendente y descendente:
 - De *i = 1: 1: size (valid (i))*, para detectar la *i*, la cual cumple que *etiquet (i-1) = -1* y *etiquet (i) = 0*, obteniéndose *i1*.
 - De *i = size (valid (i)): -1: 1*, para detectar la *i2*, la cual cumple que *etiquet (i) = 1* y *etiquet (i+1) = 0*, obteniéndose *i2*.
 - Para las *i* entre *i1* e *i2* se define *etiquet (i) = 0*.

Obviamente la elección arbitraria del porcentaje sobre el *f(v0)*, es una decisión muy crítica a la hora de hacer las pruebas, puesto que de ella dependerá el etiquetado de canales válidos, sobre los que posteriormente se hallarán las rectas de propagación.

Este porcentaje arbitrario podrá variar desde un valor bajo como 10%, con el cual el rango de velocidades válidas será más grande y se puede incurrir en un error de etiquetado de canales cercanos a tendón como válidos, hasta un 90% con el que el rango de velocidades será mucho más pequeño y es probable que se detecten muy pocos canales como buenos, con lo que posteriormente la estimación de las rectas de propagación no será muy precisa.

Como ejemplo ilustrativo, a partir de los dos casos de estimación de velocidades de propagación obtenidos en la sección anterior (para señales diferenciales con el método de correlación cruzada y McGill) se procedió a identificar estas zonas con un porcentaje arbitrario sobre el pico máximo del 40%.

En la Fig. 34 se puede ver como para ambas existe un pico máximo, que sería la estimación de MUCV, entre 3 y 4 m/s. Por otro lado, también se puede ver que para las velocidades de conducción de tendón o ZI, existe otro pico no máximo en torno a 7 m/s.

En ambos casos, se puede comprobar en las Fig. 35, una zona de inervación central que abarca dos o tres electrodos y dos zonas de tendón en los extremos.

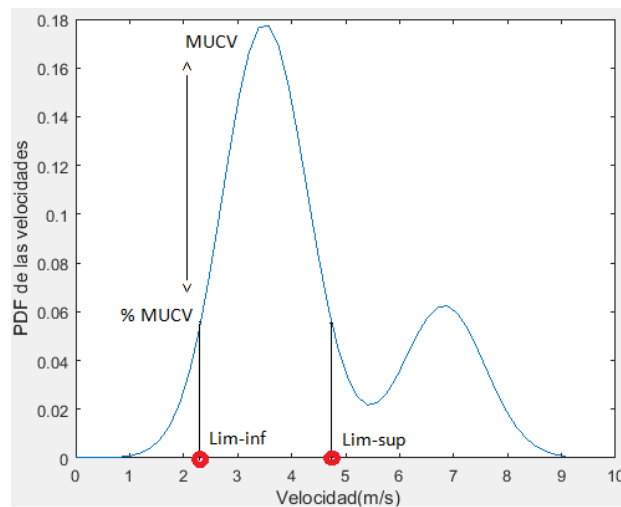


Fig. 33: obtención de los límites del rango de velocidades que se consideran verosímiles para discernir entre canales validos o no válidos o de tendón o ZI.

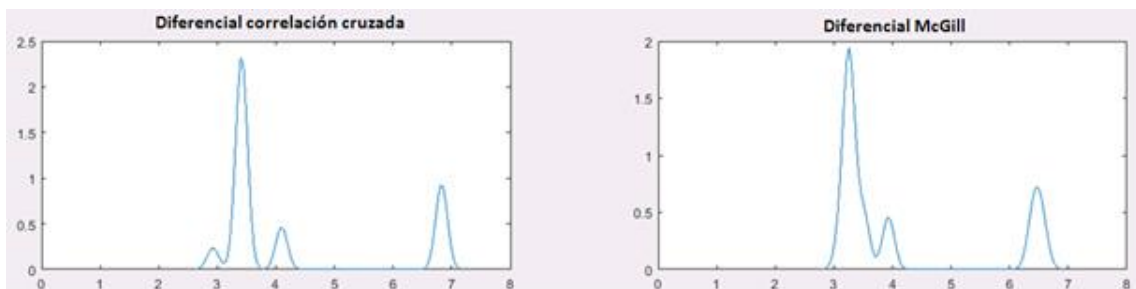


Fig. 34: distribuciones de probabilidad sobre el vector de velocidades de canales para los dos casos estudiados

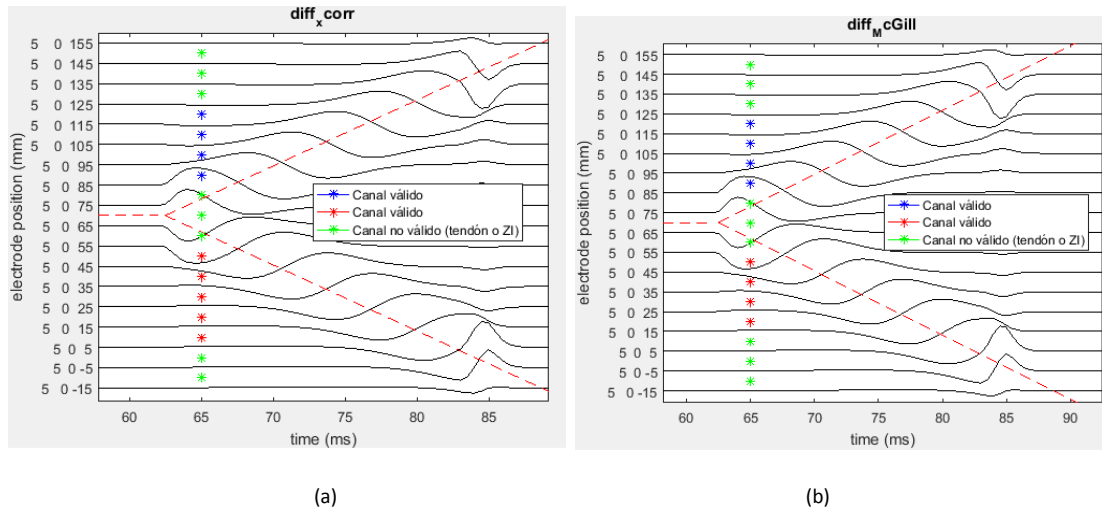


Fig. 35: ejemplo de etiquetado con 40 % sobre el pico máximo para señales diferenciales cuyas velocidades han sido halladas con el método (a) correlación cruzada; (b) McGill.

4.3 Estimación del punto de origen

Una vez realizado el etiquetado de canal y la estimación de la MUCV, se pasa a estudiar los distintos algoritmos en cuanto a la estimación del punto de origen de propagación del potencial. Para ello, se han propuesto cuatro algoritmos distintos.

El primero de los algoritmos va a consistir en estimar por un lado la z_0 , como la media de la posición del último electrodo con velocidad hacia un sentido y la posición del primer electrodo con velocidad hacia el sentido contrario, apoyándose en la función de etiquetado de canales y para el t_0 , se procede a sumar en valor absoluto todos los potenciales registrados por los electrodos de una misma MUP y se establece un límite en el nivel de señal, de tal forma que el primer instante en el que esta suma de MUPs lo supere, será el instante de inicio de la depolarización (en muestras) que se transformarán posteriormente a t_0 con la frecuencia de muestreo (Fig. 36). Este límite para las primeras estimaciones como la de la Fig. 37 es fijo pero, conforme avanzó el desarrollo del proyecto, se cambió para que fuera un porcentaje del valor máximo de esta suma de valores absolutos de MUPs, obteniendo resultados de menor error.

Este algoritmo se ha programado en la función de *surface_fob*. En ella, para estimar el z_0 , se comienza haciendo una distinción entre si la señal es diferencial o monopolar, viendo si coinciden la longitud de MUP y el nº de electrodos., para que en el caso de que la MUP sea diferencial, se establezcan las posiciones de los electrodos como los puntos medios de las posiciones iniciales de los electrodos. Después se recorre las etiquetas de los electrodos buscando, una vez se hayan detectado los válidos, el índice del último canal etiquetado como válido y en el otro sentido el índice del primero etiquetado como válido. Una vez se tienen ambos índices, se buscan en el vector de posiciones del electrodo que se ha definido al principio dependiendo de si la MUP es diferencial o no y se busca las posiciones correspondientes a los índices. Para la t_0 , se hace la suma del valor absoluto de las MUPs de todos los canales y sobre el valor máximo se establece el porcentaje, que cuando lo supere la primera muestra, se tomará su índice y se convertirá a ms multiplicando por 1000 y dividiendo por la frecuencia de muestreo.

La definición de la función implementada en Matlab es la siguiente:

`[t0, z0] = surface_fob (mup, electrode, canales_etiquetados, cv)`

- `mup` MUP de la UM de interés
- `electrode` array lineal de electrodos superficiales
- `canales_etiquetados` array de las etiquetas de canal
- `cv` vector de MUCV de cada canal
- `t0` instante de inicio del potencial estimado
- `z0` zona de inervación estimada

Algoritmo 4: estimación de z0 y t0 primer método

Sea `cv` el vector de velocidades asociado a cada par de canales y `mup` la MUP de la UM a estudiar, se siguen los siguientes pasos:

- Se distingue si la `mup` es diferencial o monopolar mirando si la `size (mup, 1)` es igual a la de `electrode.pos`.
- Se calcula `cv` a partir de la función `surface_delay_hi_res`.
- Se estima `z0` haciendo la media de `canal_i` y `canal_d`, siendo `canal_i` el último canal etiquetado con -1 y `canal_d` el primero etiquetado como 1.
- Para la `t0`, en primer lugar se calcula una `mup_total` formada por la suma del valor absoluto de las MUPs de todos los canales.
Una vez hecho esto, se recorren todas las muestras de esta `mup_total` y se guarda el índice `ind_t`, de la que supere el `umbr_t`, siendo `umbr_t` un % arbitrario * max (`mup_total`).
Por último, se obtiene la estimada haciendo: $1000 * ind_t / electrode.fsam$.

Como ejemplo gráfico en la Fig.37, se ha realizado la estimación de las velocidades obtenidas con McGill para señales diferenciales, del apartado anterior y los resultados han sido satisfactorios, obteniéndose un error muy bajo para la `t0`.

Por otro lado, se ha comprobado que este algoritmo tiene una importante limitación a la hora de estimar la `z0`, puesto que al ser la media de las posiciones de dos electrodos consecutivos, su resolución viene dada por $IED/2$, ésto es: las únicas posiciones estimadas posibles son bajo un electrodo o en la posición intermedia entre dos electrodos.

Por este motivo, se ha trabajado con otras ideas de algoritmos que consisten en intentar estimar las rectas de propagación de los potenciales en ambos sentidos mediante distintos parámetros de los MUPs captados por cada uno de los electrodos. Mediante dos rectas de regresión, se unirán y su punto de corte será el punto (`t0`, `z0`) y la pendiente de las rectas serán las velocidades de conducción del potencial de la unidad motora.

Se han usado tres parámetros para ello, intentando detectar puntos coincidentes (los índices de las muestras) con el frente de onda, derivando en tres métodos distintos:

- El máximo del valor absoluto de la derivada del MUP de cada canal (Fig 38 (a)).
- La media entre el máximo y el mínimo del MUP (Fig. 39 (a)).
- El paso por cero de la pendiente más pronunciada del MUP (Fig. 39 (b)).

Estas nuevas estimaciones se han programado en dos funciones.

La primera de ellas es la de *waveform_parameters* en la que se obtienen tres vectores de los índices de la muestra que se obtiene para cada parámetro y cada canal. A partir de las etiquetas de canal, se va a restringir el cálculo de los parámetros a aquellos potenciales cuyo canal al que pertenezcan o el canal siguiente al que pertenezcan sean etiquetados como válidos (no de tendón).

Así pues para el cálculo del primer parámetro, se hallan los índices de las muestras cuyos valores son los máximos de los valores absolutos de las MUPs de los canales permitidos, incluyendo en el algoritmo una protección que es la de que el máximo pueda aparecer antes o después del mínimo indistintamente. Para el segundo parámetro, simplemente se hace la media entre el índice de la muestra cuyo valor es el máximo y el de la que cuyo valor es el mínimo y se redondea para dar un valor entero de muestra. Para el tercero, se hace el valor absoluto de las MUPs de los canales elegidos, con lo que el índice de la muestra que corresponda con el cruce por cero de la señal original coincidirá con el índice de la muestra que sea el mínimo de la de valor absoluto.

Para los casos de las MUPs de los canales en los que por la restricción inicial no se deben calcular los diversos parámetros, como número de muestra se asigna un valor diferenciador de infinito.

En el ejemplo de la Fig. 38 (a), se puede apreciar un fallo. Para el quinto canal situado en $z=25$ mm, la parte del MUP de mayor pendiente es la segunda bajada, que en realidad no es la que interesa y por ello al hacer el máximo de esa derivada el punto estimado difiere bastante y hace que la recta de pendiente negativa sea errónea. Para solventar esto se introdujo una corrección en el algoritmo: restringir las búsquedas de las muestras correspondientes a los máximos de las MUPs y del cruce por cero, al rango entre el punto máximo y mínimo de la MUP del canal, evitando el problema anterior. El resultado se puede observar en la Fig. 38 (b).

`[media, ind_max_canal_derivada, paso_cero] = waveform_parameters (mup, canales_valid)`

- `mup` MUP de la UM de interés.
- `canales_valid` array de las etiquetas de los electrodos.
- `media` vector con los índices de las muestras que corresponden a la media del máximo y mínimo de las MUPs de los canales.
- `ind_max_canal_derivada` vector con los índices de las muestras que corresponden al máximo de la MUP de los canales.
- `paso_cero` vector con los índices de las muestras que corresponden al paso por cero de la MUP de los canales.

Algoritmo 5: cálculo del retardo según los otros 3 métodos

Sea *valid_canales* el vector de canales etiquetados, se siguen los siguientes pasos:

- Se inicializa otro vector *valid_canales_2* añadiendo un canal etiquetado como 0 al principio y otro al final del *valid_canales*.
- Se recorre el *valid_canales_2* de tal forma que para cuándo o bien *valid_canales_2* (i) o bien *valid_canales_2* sean distintos de 0, se obtenga la muestra estimada como inicio del potencial, según los distintos métodos:
 - Por el de la media (*media* (i)) mediante la media entre el max (*mup* (i)) y min (*mup* (i)). En caso contrario se asigna como *media* (i) el valor de infinito.
 - Por el del máximo de la MUP (*ind_max_canal* (i)), se calcula el abs de la *mup* (i) restringida entre el punto mínimo y máximo (*canal_abs*) y se halla el índice del máximo de *canal_abs* obteniéndose *ind_max_canal_derivada*.
 - Para el método del paso por cero, se sigue el mismo procedimiento que el usado en el método anterior, con la diferencia de que lo que se haya es el mínimo, obteniéndose *paso_cero*.

La segunda función es la de *surface_fob2*, la cual va a calcular las rectas de propagación y el punto de corte de las mismas a partir de los retardos en muestras que se le pasen como entrada, para cada par de canales. Para comenzar, la función en cada bucle de cada canal coge el número de la muestra, independientemente del parámetro con el que haya sido calculado y la pasa a ms (multiplicando por 1000 y dividiendo por la frecuencia de muestreo). Con este valor, asegurándose de que no sea infinito, se va a almacenar en dos vectores a partir de los cuales, se calcularán las rectas de regresión. El almacenamiento en cada uno de estos dos vectores, dependerá si se encuentra en los canales etiquetados como de un sentido (recta de propagación positiva) o del otro (recta de propagación negativa) y además de la componente temporal, se guardará también el valor del eje Z de dicha muestra. Una vez se tienen ambos vectores con las posiciones, se calculará una recta de regresión para cada uno de ellos (una de pendiente positiva ($z0=m*t0+b$) y otra de pendiente negativa ($z0=-m*t0+b$) y por un sistema de dos ecuaciones, dos incógnitas se podrán obtener los valores estimados de $z0$ y $t0$. Al mismo tiempo, al tener la pendiente (m) de las rectas también se obtendrá la estimación de la $v0$.

$[z0, t0] = \text{surface_fob2}(\text{waveform_parameter}, \text{electrode}, \text{valid_canales}, t0_metodo_umbral)$

- | | |
|----------------------|--|
| • waveform_parameter | array de índices de la muestra para cada canal en función del parámetro. |
| • electrode | array lineal de electrodos superficiales |
| • canales_valid | array de las etiquetas de los electrodos. |
| • t0_metodo_umbral | estimación de $t0$ a partir del método umbral |
| ○ z0 | $z0$ estimada a partir de éste método |
| ○ t0 | $t0$ estimada a partir de éste método |

Algoritmo 6: Estimación de $z0$ y $t0$

Sea $t0_metodo_umbral$ la estimación de $t0$ por el método del umbral obtenida a partir de la función *surface_fob*, fs la frecuencia de muestreo, *waveform_parameter* el vector de muestras estimadas de inicio del potencial para cada canal e *inst_max* la misma estimación por canal pero en tiempo ($waveform_parameter * 1000 / fs$), se siguen los siguientes pasos:

- Se distinguen dos caminos para la estimación de $z0$. Si *valid_canales* contiene etiquetas de 1 y -1, se realizan los siguientes pasos:
 - Se recorren los canales etiquetados como 1 y se guardan sus *inst_max* (i) y sus posiciones en dos variables llamadas *inst_posit* y *pos_posit*.
 - Se hace lo mismo para los etiquetados como -1, es decir los de propagación en sentido contrario, obteniéndose *inst_negat* y *pos_negat*.
 - Se calculan las dos rectas de regresión a partir *inst_posit* y *pos_posit* y la otra a partir de *inst_negat* y *pos_negat*.
 - Se resuelve el sistema 2x2 (2 ecuaciones y 2 incógnitas) obteniéndose la estimación de $z0$ y $t0$.
- En caso de que no existan canales de una de las dos etiquetas anteriores, se halla la recta de regresión con los canales válidos, siguiendo el procedimiento de cálculo de recta de regresión anterior, obteniéndose *pend_recta* y *term_ind_recta*. Haciendo $pend_recta * t0_metodo_umbral + term_ind_recta$, se obtiene $z0$ estimada y como $t0$ estimada se devolvería $t0_metodo_umbral$.

Se adjunta un ejemplo de estimación según cada uno de los métodos en las Figs. 38 a 40 (parámetros del músculo y electrodo en Tabla 2, cambiando la ZI en 75 mm para el primer método y en 65 mm para los tres siguientes y la MUCV a 3.25 m/s) destinado exclusivamente a la comprensión gráfica del lector, ya que la comparación de los métodos se realizará en apartados posteriores de forma exhaustiva y no en base a un resultado concreto.

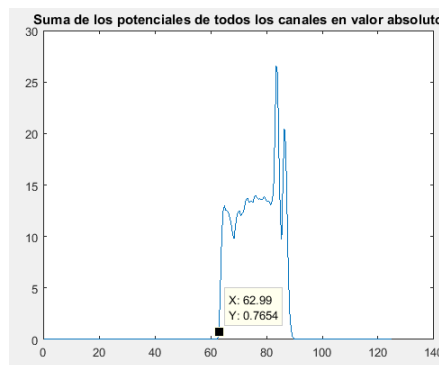


Fig. 36: suma de los valores absolutos de potenciales registrados por los electrodos en la que se apoya la estimación del $t0$. Se ha determinado un umbral de 0.8, por lo que aproximadamente en la muestra 63 se hallaría el $t0$.

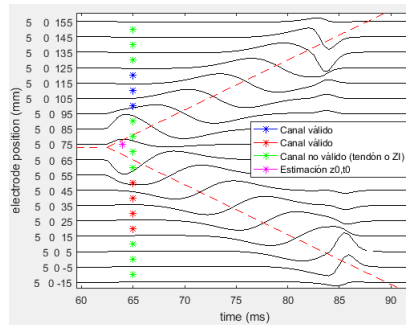
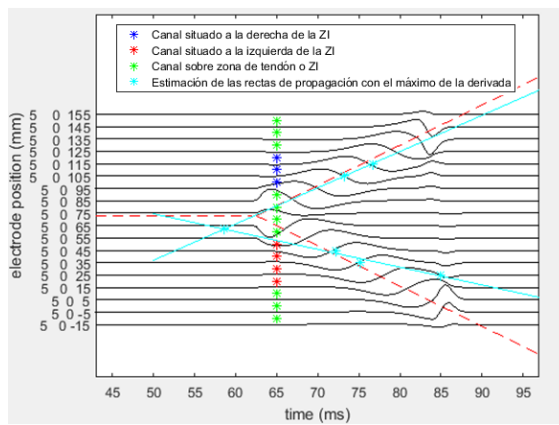
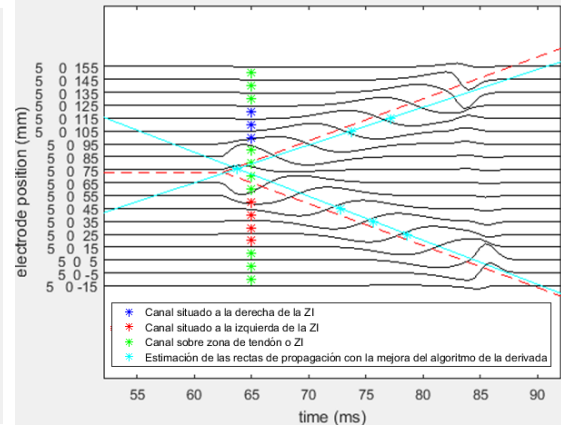


Fig. 37: ejemplo de estimación del punto de origen a partir del algoritmo basado en calcular la z_0 y t_0 por separado, con los el primer método descrito y la v_0 con el método desarrollado con la función *del etiquetado* ya explicada anteriormente.

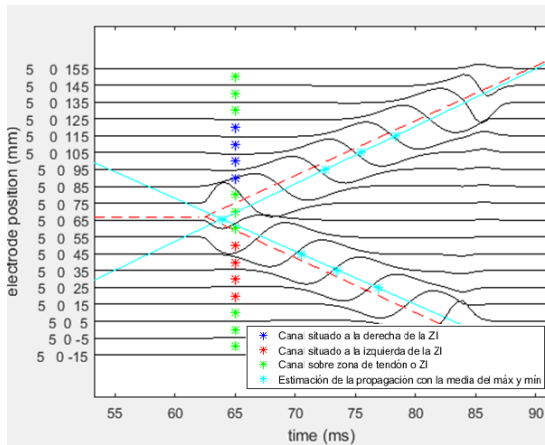


(a)

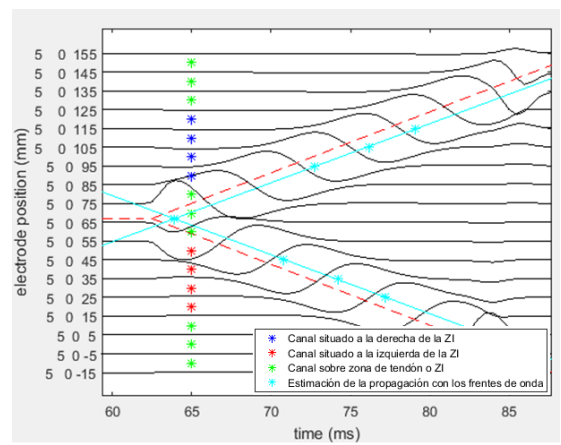


(b)

Figs. 38: ejemplo de estimación del punto de origen y las rectas de propagación a partir del algoritmo basado en unir los máximos de las derivadas del MUP de cada electrodo frente a las rectas teóricas pintadas en rojo (a) sin la mejora; (b) con la mejora (obteniéndose una estimación coherente).



(a)



(b)

Fig. 39: ejemplo de estimación del punto de origen y las rectas de propagación a partir del algoritmo, frente a las rectas teóricas pintadas en rojo basado (a) en la media de los valores máximos y mínimos del MUP de cada electrodo; (b) en los frentes de onda de los MUP de cada electrodo frente a las rectas teóricas pintadas en rojo.

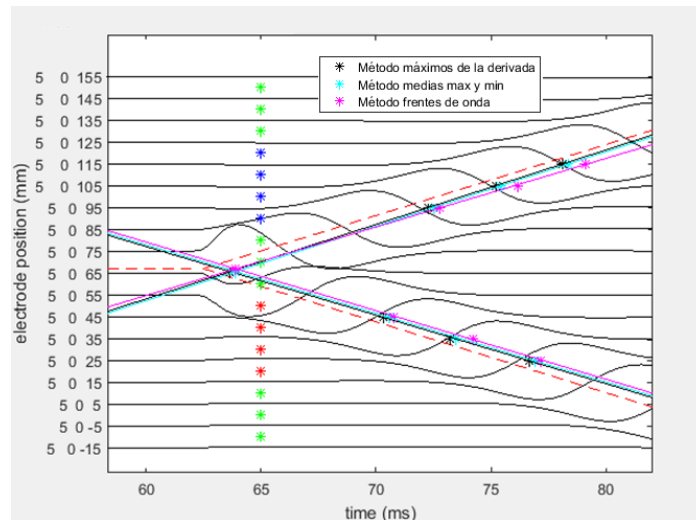


Fig. 40: ejemplo de estimación del punto de origen y las rectas de propagación a partir de los 3 métodos, frente a las rectas teóricas pintadas en rojo.

4.3.1 Estudio de los métodos de estimación en relación a la ZI

Para la evaluación de todos los métodos de estimación desarrollados, más en profundidad se ha comprobado su funcionamiento en un experimento en el que la ZI se variará entre 65 y 75 mm con el objetivo de que el estudio no sea sesgado porque la ZI caiga justo debajo de un electrodo. Por otro lado, también se va a variar el umbral empleado en el etiquetado para ver su relación con respecto a la calidad de la estimación del punto de origen, siendo para el primer experimento del 30% y para el segundo del 40%.

El músculo simulado, en el cual los electrodos se disponen cada 10 mm, situándose dos fuera de tendón en cada lado, tiene 10 UM, con una densidad de 30 fibras/mm², una MUCV de la UM de interés de 3.25 m/s y cuyo radio es de 0.8921. La zona de inervación se varía entre la posición 65 mm y 75 mm haciéndose una realización para cada incremento de 1 mm y en el caso de señales diferenciales. El umbral a partir del cual se estima el t_0 según el primer método se fija en 30%. El resto de parámetros se recogen en la Tabla 3.

Los resultados obtenidos se recogen para el primer caso de umbral de etiquetado en las Figs. 41 a 45 y la comparación de casos se realizará a partir de las Tablas 4 y 5 y la Fig. 46 (a) y (b). En dichas tablas se halla el error RMS (Root Mean Square) para cada uno de los parámetros estimados.

Así pues, con el 30% sobre la v_0 como porcentaje para hallar las velocidades válidas, se obtienen un rango de velocidades permitidas de [2.7235, 3.7515], mientras que para el segundo caso, el rango es de [2.5799, 3.9817]. Viendo los resultados en las tablas 4 y 5, se puede apreciar como el hecho de ampliar el margen de velocidades válidas y, por lo tanto, el hecho de tener un número mayor de canales sobre cuyas MUPs se hallan los z_0 , t_0 y v_0 , proporciona errores RMS menores y por tanto, mejores estimaciones.

Por otro lado, atendiendo a las Tablas 4 y 5 y la Fig. 46 (a) y (b), cabe destacar que de los métodos nuevos implementados, el del punto medio entre el máximo y mínimo es el que mejor funciona para estimar, en este caso z_0 ya que es el que menos dispersión tiene.

Este resultado es muy satisfactorio porque se ha desarrollado un método más robusto que supera la limitación explicada antes, de la resolución finita que había con el primer método (el de la media de los dos últimos canales que propagan adecuadamente).

Para el t_0 , el mejor método es el de la suma del valor absoluto de las señales y ver cuando supera un cierto umbral y para la v_0 la mejor es la estimada por el método de la moda. Casualmente, ambos métodos están basados en la elección de un umbral arbitrario, circunstancia muy crítica a la hora de su determinación.

Tabla 3: parámetros utilizados en la simulación del músculo y el electrodo.

muscle.	Valor del parámetro	electrode.	Valor del parámetro
<i>mun</i>	10	<i>Type</i>	'circ'
<i>dim</i>	[10 10 140]	<i>fsam</i>	2048
<i>mutr_min</i>	0.8921	<i>size</i>	1
<i>mutr_max</i>	2.6762	<i>ied</i>	10
<i>mufd</i>	30	<i>pos</i>	-20
<i>mepp_med</i>	65		
<i>mepp_wid</i>	1		
<i>mten_wid</i>	5		
<i>mucv_min</i>	3.25		
<i>mucv_max</i>	6.25		
<i>mucv_cov</i>	0.1		
<i>miod</i>	0		
<i>mufr</i>	0.3		
<i>mufs</i>	0.3		
<i>mepp_fra</i>	10		
<i>fat</i>	2		
<i>skin</i>	1		

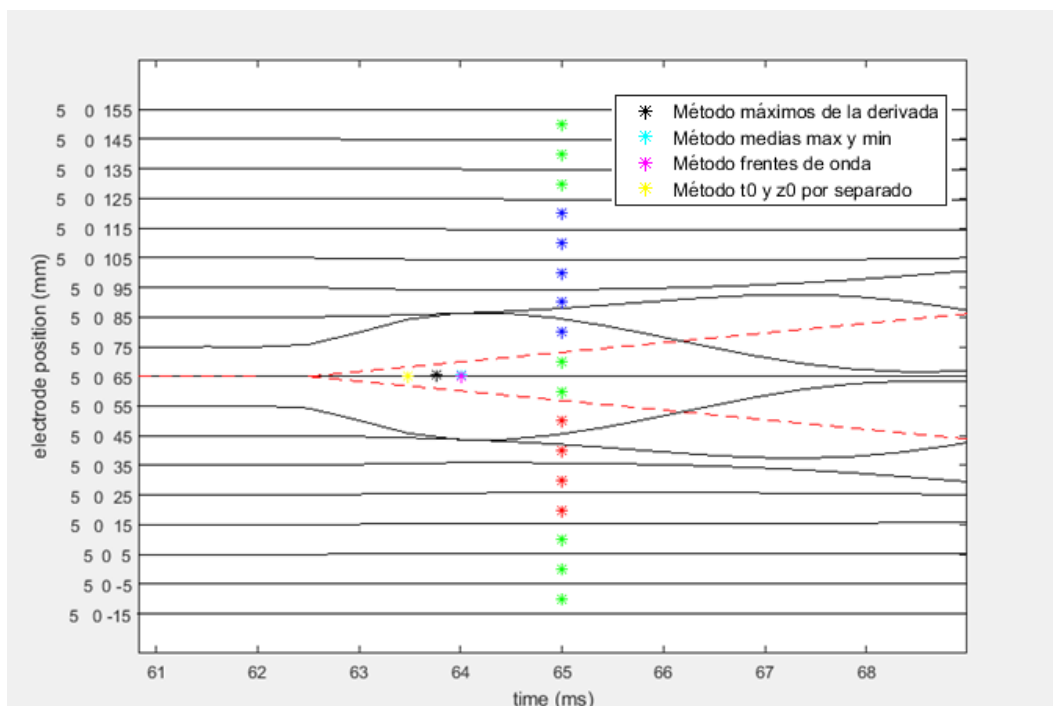


Fig. 41: estimación de los distintos puntos de origen según cada uno de los métodos desarrollados comparándose con el teórico (rojo) para la zona de inervación situada en 65 mm y el electrodo en 70 mm (con umbral etiquetado 30%).

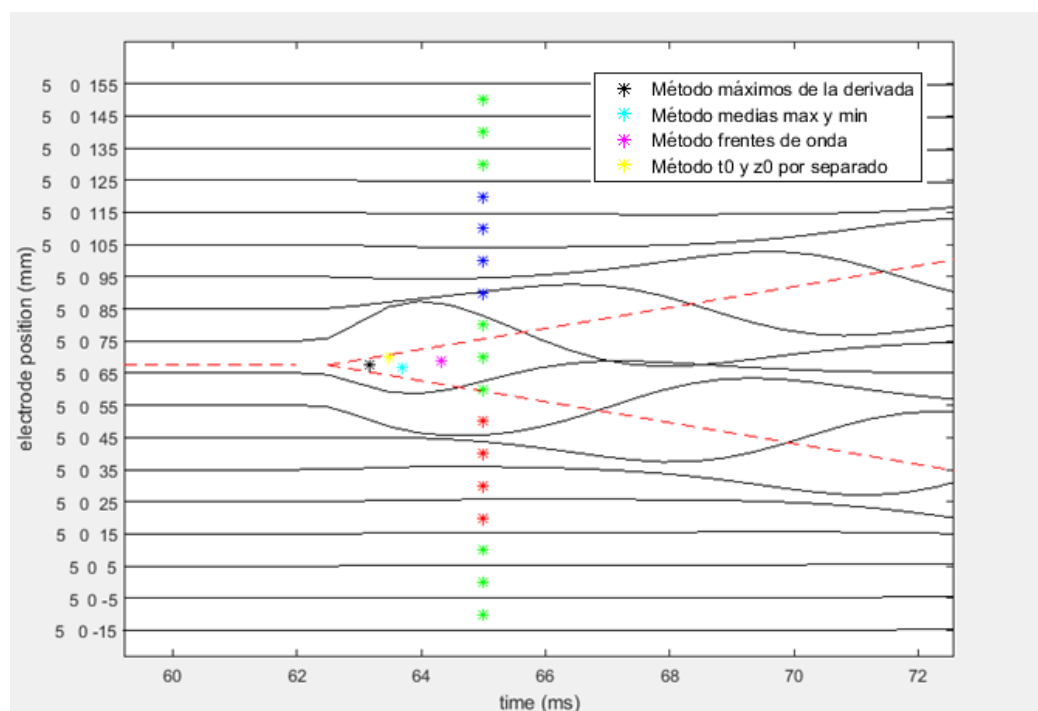


Fig. 42: estimación de los distintos puntos de origen según cada uno de los métodos desarrollados comparándose con el teórico (rojo) para la zona de inervación situada en 67.5 mm y el electrodo en 70 mm (con umbral etiquetado 30%).

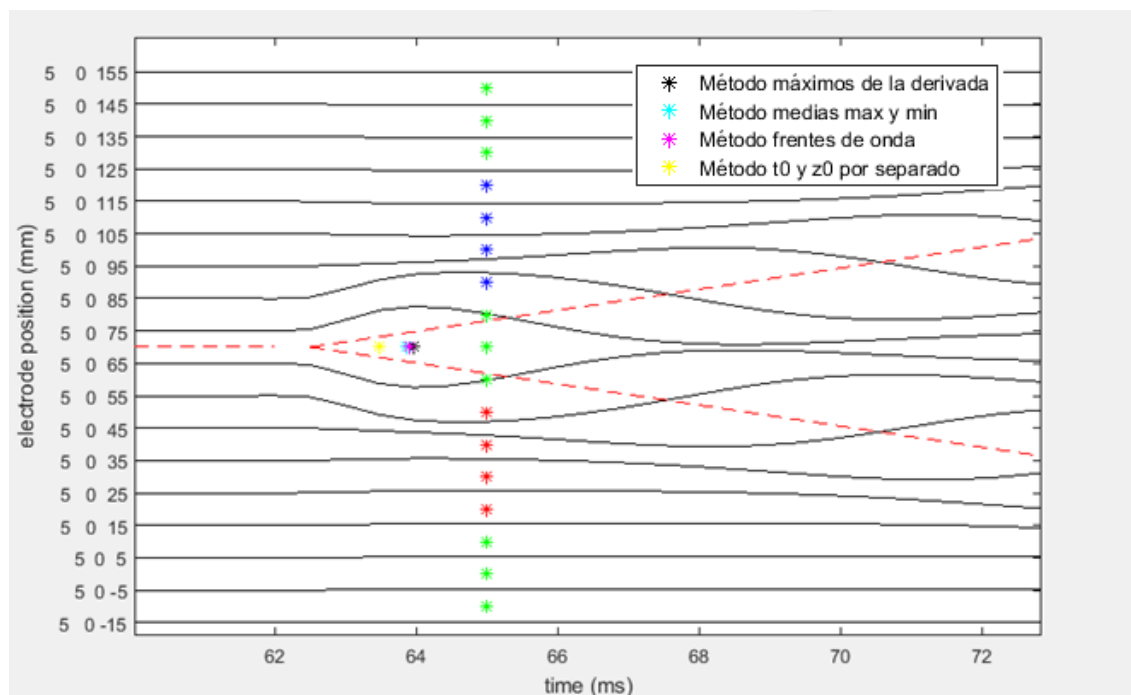


Fig.43: estimación de los distintos puntos de origen según cada uno de los métodos desarrollados comparándose con el teórico (rojo) para la zona de inervación y el electrodo situados en 70 mm (con umbral etiquetado 30%).

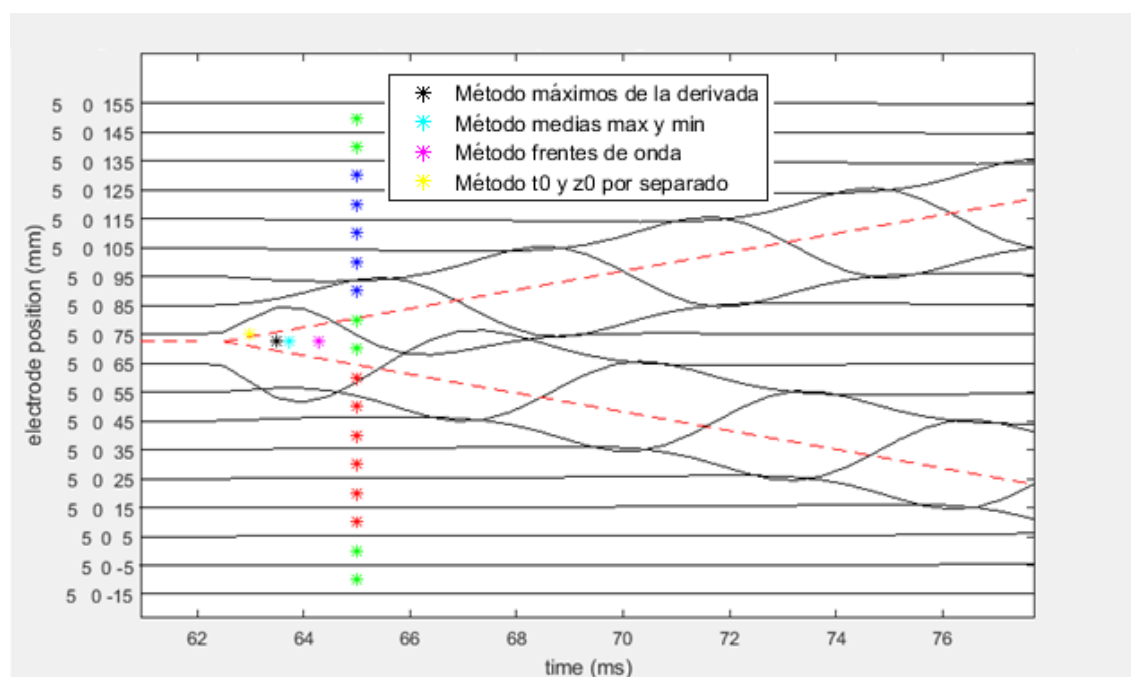


Fig. 44: estimación de los distintos puntos de origen según cada uno de los métodos desarrollados comparándose con el teórico (rojo) para la zona de inervación situada en 72.5 mm y el electrodo en 70 mm (con umbral etiquetado 30%).

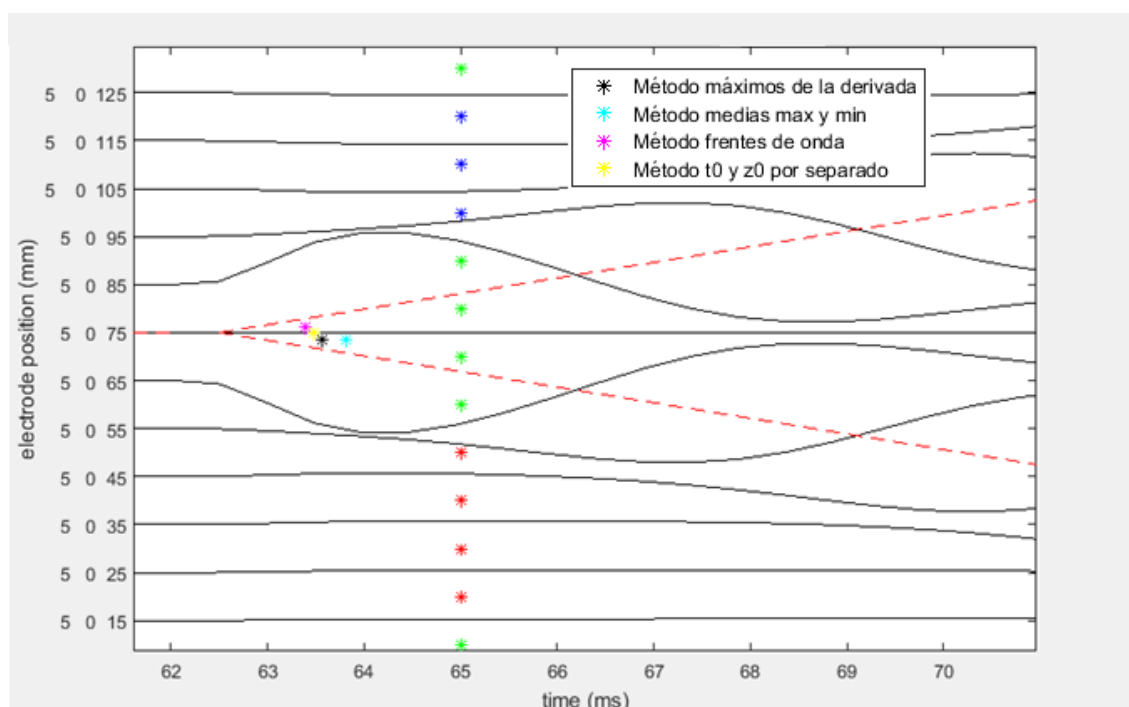


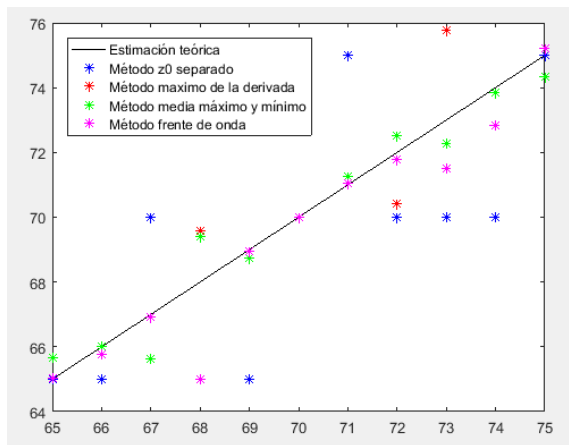
Fig. 45: estimación de los distintos puntos de origen según cada uno de los métodos desarrollados comparándose con el teórico (rojo) para la zona de inervación situada en 75 mm y el electrodo en 70 mm (con umbral etiquetado 30%).

Tabla 4: RMS de todas las medidas y en azul el método que mejor funciona para cada parámetro para un umbral de etiquetado del 30%.

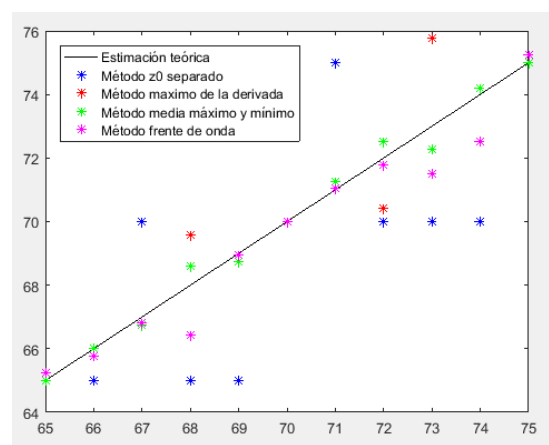
Métodos/Parámetros	RMS en z0	RMS en t0	RMS en v0	RMS en velocidad negativa
z0 y t0 calculados por separado y v0 con la moda	2,6968	0,8710	0,0384	0,0384
Unión de máximos de derivada	1,1881	1,5959	0,1467	0,1139
Unión de puntos medios entre max y min	0,7200	1,3405	0,1013	0,0847
Unión de frentes de onda	1,0782	1,6154	0,1076	0,1260

Tabla 5: RMS de todas las medidas y en azul el método que mejor funciona para cada parámetro parámetro para un umbral de etiquetado del 40%.

Métodos/Parámetros	RMS en z0	RMS en t0	RMS en v0	RMS en velocidad negativa
z0 y t0 calculados por separado y v0 con la moda	2,6968	0,8710	0,0384	0,0384
Unión de máximos de derivada	1,0796	1,5460	0,1291	0,0950
Unión de puntos medios entre max y min	0,3541	1,2661	0,0735	0,0294
Unión de frentes de onda	0,8048	1,7022	0,0978	0,0780



(a)



(b)

Figs. 46: estimación de z0 y su correspondiente dispersión para todos los métodos implementados con un umbral de etiquetado (a) del 30%; (b) del 40%.

4.3.2 Mejora en la estimación de z0

Vistos los resultados anteriores, se ha comprobado que cuando se hallan los parámetros de interés en músculos cuyas zonas de inervación se encuentran muy cercanas a las posiciones de los tendones,

la estimación del punto de origen y en concreto de la z_0 , no es nada precisa. En estos casos, lo que sucede es que, como ya ha sido explicado antes, la estimación de la z_0 depende en primera instancia del etiquetado de canales que se realiza en función de un rango de velocidades consideradas como verosímiles. Si se acerca mucho la zona de inervación al tendón, el efecto de éste, cobra mucha importancia. En este caso, la estimación de la velocidad que se realiza mediante el método de McGill para estos canales produce unas velocidades desorbitadas que hace que solo haya canales válidos en el lado más alejado a la zona de inervación (Figs. 47 y 48). Así pues, el z_0 que se obtiene del cruce de las dos rectas de propagación no puede ser calculado puesto que solo se tiene una recta.

Para estas situaciones se ha desarrollado una mejora para la estimación de z_0 . Por un lado, la t_0 se obtiene por otro método independiente del de z_0 (suma de los potenciales de todos los canales del MUP y superación de un cierto umbral arbitrario) como se ha venido haciendo hasta ahora. Por el otro lado, como se han estimado los canales válidos a un lado de la zona de inervación, para cada uno de ellos, se calcula el punto medio del MUP y uniendo estos puntos se obtendrá la recta de propagación. Lo último a hacer es evaluar esta recta en el punto t_0 obtenido y así se obtendrá la z_0 .

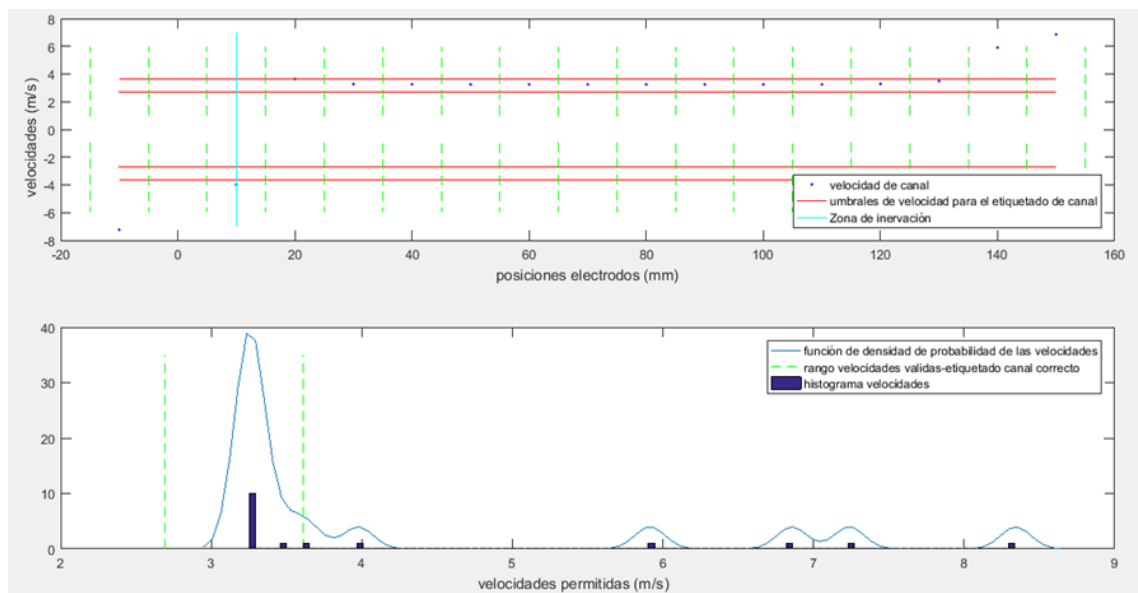


Fig.47: ejemplo de músculo con la unidad motora de interés cuya zona de inervación está a 10 mm del tendón. Para este caso, se aplicaría la mejora, puesto que no hay canales válidos a la izquierda de la zona de inervación.

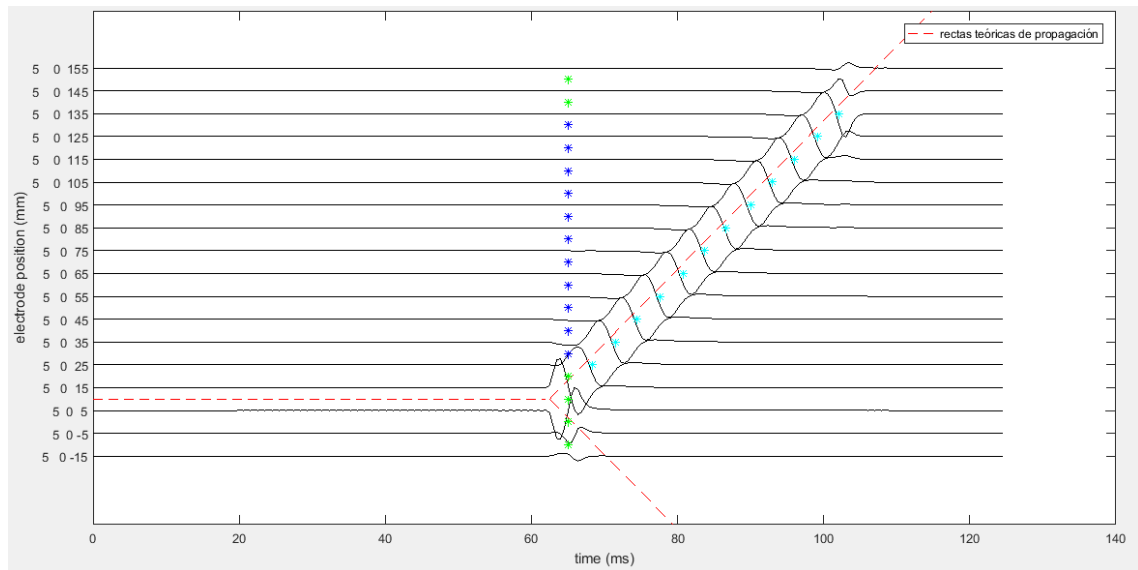


Fig. 48: ejemplo de etiquetado de canales de un músculo con la unidad motora de interés cuya zona de inervación está a 10 mm del tendón. Se puede apreciar como solo son válidos aquellos canales situados más lejos de la zona de inervación y por el método antiguo no se estimaría la z_0 de forma ni mucho menos precisa.

4.4 Versión definitiva del algoritmo de estimación

En este apartado, se recopilan todas las mejoras para definir la versión final realizada que proporciona las estimaciones más precisas.

En primer lugar, calcula la velocidad de propagación para cada par de canales. Posteriormente, realiza el etiquetado de cada canal (con la protección de que no pueda haber propagación entre canales no válidos), hallando además la moda del vector de velocidades, obteniéndose así la v_0 estimada. Para finalizar, para hallar la estimación de la z_0 y t_0 , se utiliza la coordenada X e Y del punto de corte de las rectas de regresión, obtenidas a partir de los cruces por cero de los MUPs de los canales válidos. De forma alternativa, si sólo se obtiene una recta de regresión por una asimetría excesiva en el registro, la z_0 se obtiene evaluando la recta en el t_0 ya obtenido.

Al final, el método va a depender de una decisión muy crítica de dos parámetros arbitrarios, el utilizado para obtener el rango de velocidades válidas a la hora de etiquetar canales y el de obtener la t_0 , como ya se ha comentado en el párrafo anterior.

El método final se implementa sobre la función *surface_fob_final_nueva*. En ella se comienza llamando a la función *surface_delay_hi_res* para hallar el vector de velocidades de canal y a la *surface_delay_select* para calcular la estimación de v_0 y etiquetar los canales. Posteriormente, a la *waveform_parameters* para calcular los cruces por cero de las MUPs y por último a la *surface_fob2* para la z_0 y t_0 .

$[v_0, z_0, t_{0_media}] = \text{surface_fob_final_nueva}(\text{muscle}, \text{mup}, \text{electrode}, \text{ks_factor})$

- muscle músculo simulado
- mup potencial de acción de la unidad motora de estudio
- electrode array lineal de electrodos superficiales

- ks_factor % de $v0$ para el rango de velocidades válidas
- $v0$ $v0$ estimada
- $z0$ $z0$ estimada
- $t0_media$ $t0$ estimada

Algoritmo 7: algoritmo de estimación definitivo

Sea cv el vector de velocidades asociado a cada par de canales y ks_factor el porcentaje sobre $v0$ para hallar el intervalo de velocidades permitidas sobre el que se etiquetan los canales, se siguen los siguientes pasos:

- Se halla cv llamando a la función *surface_delay_hi_res* a la que se le pasa como entradas *mup* y *electrode*.
- Se halla $valid_canales$ y $v0$ llamando a la función *surface_delay_select* a la que se le pasa como entrada *muscle*, cv , ks_factor y *electrode*.
- Se hallan el instante de inicio de la depolarización en muestras por medio *inst_dep*, de la función *waveform_parameters* con las entradas *mup* y *electrode*.
- Se calcula $t0$ estimada por medio del método del umbral, por si hay que utilizarlo en el caso de que hubiera canales válidos solo a un lado de la ZI llamando a la función *surface_fob*.
- Se halla la estimación de $z0$ y $t0$ pasándole como entrada *inst_dep*, *electrode*, *valid_canales* y $v0$.

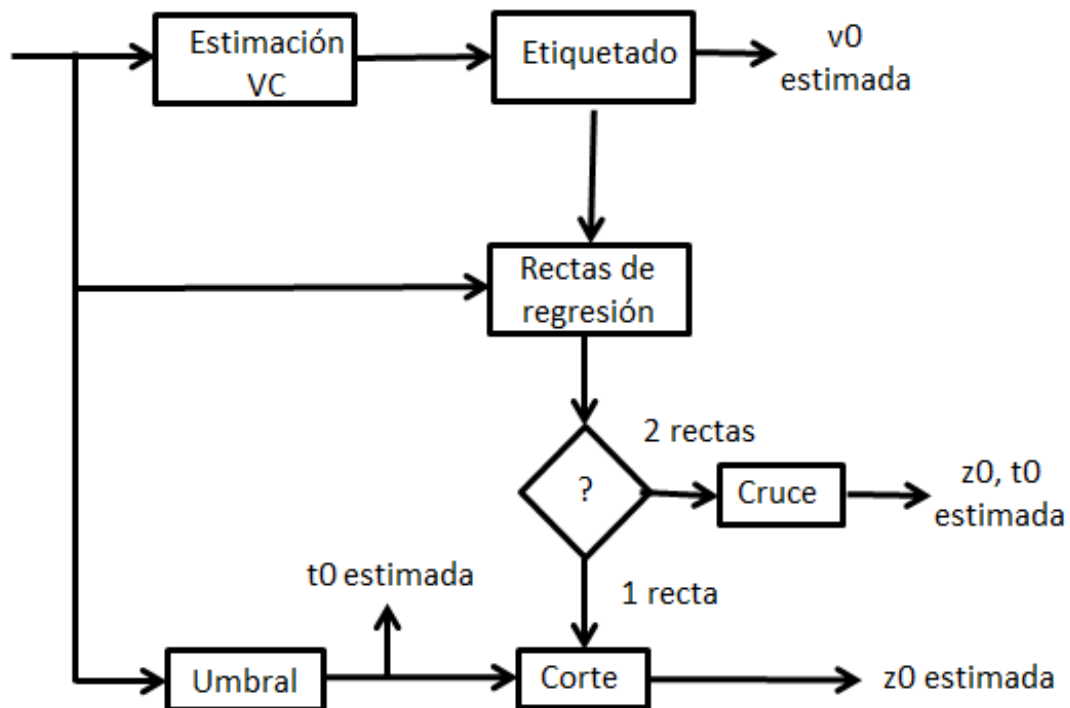


Diagrama de bloques 1: esquema de bloques del algoritmo final 1.

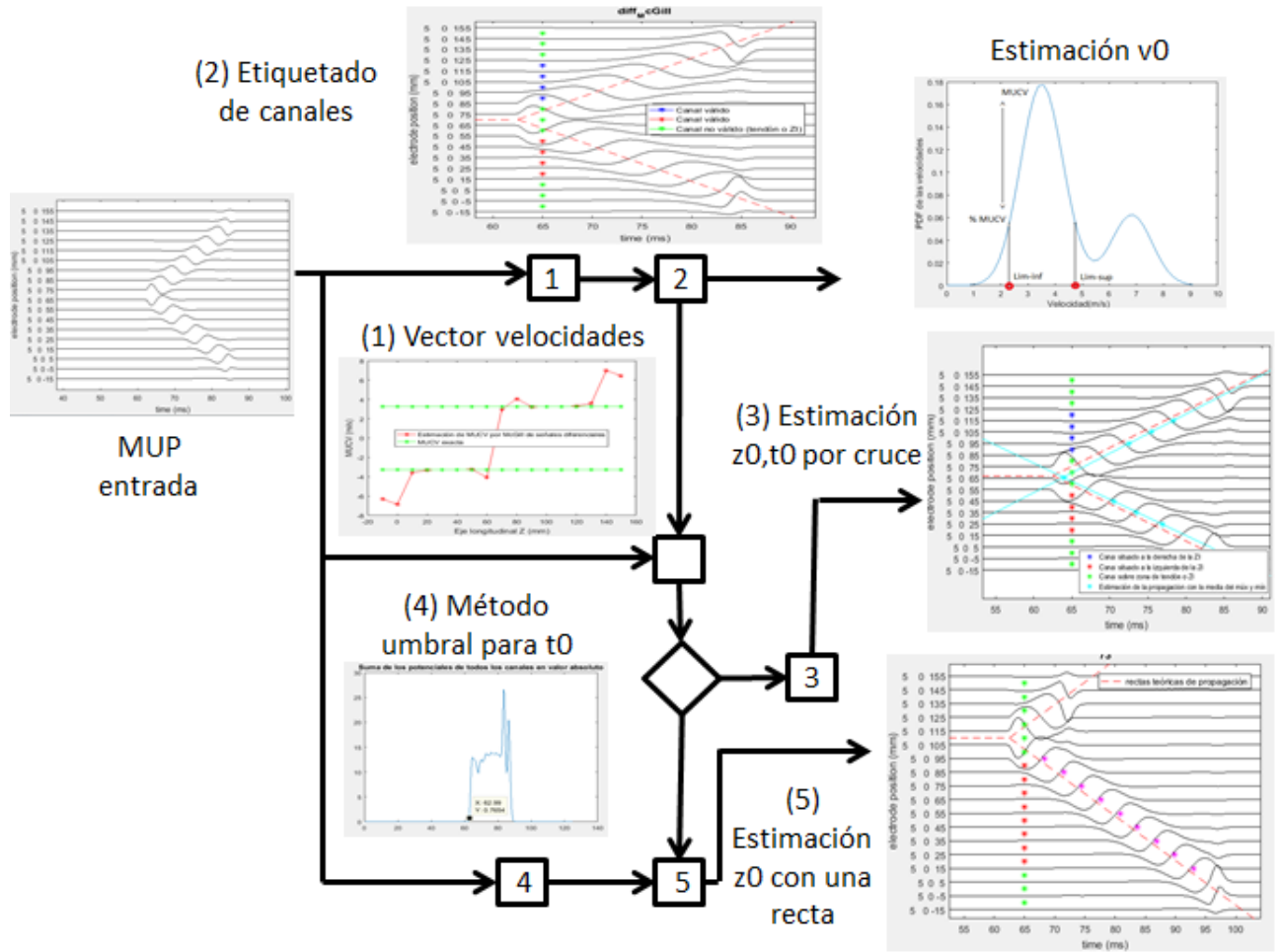


Diagrama 2: esquema de bloques del algoritmo final 2

5. EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE ESTIMACIÓN EN MUPs IDEALES

Una vez desarrollado el algoritmo final, se va a proceder a evaluar la calidad de la estimación del punto de origen y de las velocidades de propagación mediante una serie de experimentos en los que iremos variando determinados parámetros de la UM considerados de interés.

Para ello se ha generado un músculo de dimensiones 10x10x140, con zona de inervación media de 70 mm, densidad de fibras de 30 fibras/mm², CV de la UM de interés de 3.25 y radio 0.8921. El resto de parámetros se recogen en la tabla 6.

Se simulan también 19 electrodos para captar los MUPs de los experimentos, en la superficie del músculo, punto medio del eje x y cada uno de ellos distanciado del siguiente 10 mm desde una posición z0=-20 mm (como el músculo tiene 140 mm de longitud, se dispondrán 15 electrodos sobre él y sobrarán 2 respectivamente que se situaran fuera de cada extremo del mismo) cómo se puede apreciar en la Fig. 49.

El porcentaje sobre la moda de las velocidades, en el que se basa el rango de velocidades para etiquetar los canales es de 25% y el utilizado como umbral para obtener t0 es del 30%.

Los MUPs estudiados en todos los experimentos han sido registrados de modo diferencial.

Tabla 6: parámetros utilizados en la simulación del músculo y el electrodo.

muscle.	Valor del parámetro	electrode.	Valor del parámetro
<i>mun</i>	3	<i>Type</i>	'circ'
<i>dim</i>	[10 10 140]	<i>fsam</i>	2048
<i>mutr_min</i>	0.8921	<i>size</i>	1
<i>mutr_max</i>	2.6762	<i>ied</i>	10
<i>mufd</i>	30	<i>pos</i>	-20
<i>mepp_med</i>	65		
<i>mepp_wid</i>	1		
<i>mten_wid</i>	5		
<i>mucv_min</i>	3.25		
<i>mucv_max</i>	6.25		
<i>mucv_cov</i>	0.1		
<i>miod</i>	0		
<i>mufr</i>	0.3		
<i>mufs</i>	0.3		
<i>mepp_fra</i>	10		
<i>fat</i>	2		
<i>skin</i>	1		

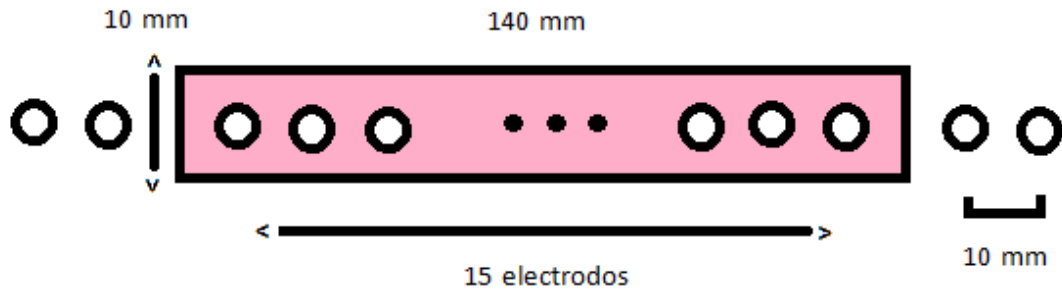


Fig. 49: representación del músculo y los electrodos simulados y sus dimensiones.

5.1 Dependencia con la posición de la ZI

❖ Variando la zona de inervación de manera aleatoria:

Se han simulado 7 grupos de 10 estimaciones de la z_0 con un incremento de 10 mm en la media de las posiciones de inervación de la unidad motora de un grupo a otro desde la posición 10 hasta la 70. Así pues, se barre el rango que va a tener la zona de inervación desde el borde del músculo (semifibras altamente asimétricas) hasta tenerla en el centro del músculo (semifibras simétricas). Para cada simulación de cada grupo, se genera una variable aleatoria entre -5 mm y 5 mm para variar la posición de las fibras del músculo. Esto es así, para poder estudiar las estimaciones sin que las zonas de inervación caigan justo debajo de los electrodos y que la estimación no introduzca ningún tipo de sesgo. Se ha simulado únicamente el recorrido de la zona de inervación en una mitad del músculo considerándose la otra mitad simétrica en la dirección Z cómo puede comprobarse en la Fig. 50.

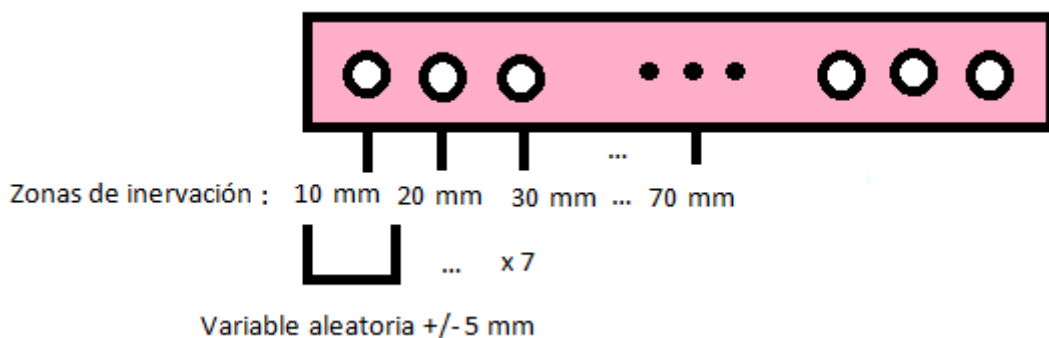


Fig. 50: esquema-representación del experimento realizado.

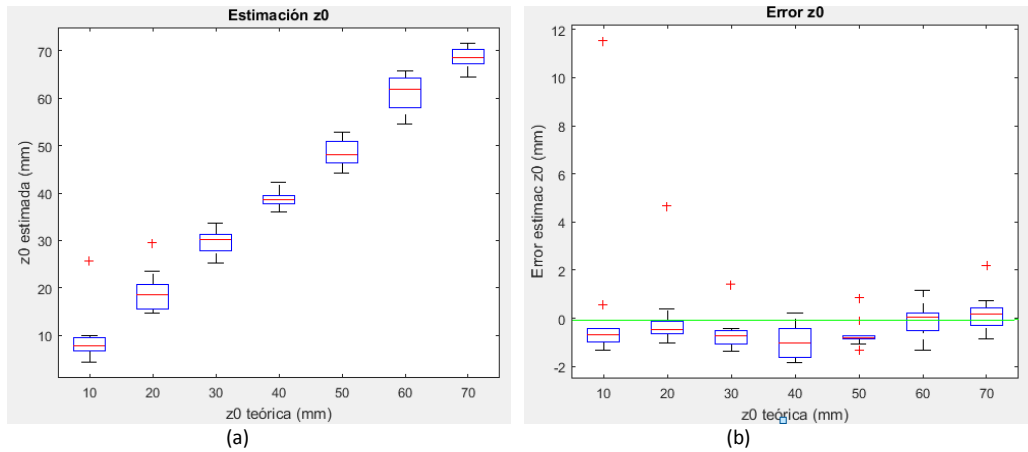


Fig. 51: (a) estimación de z_0 en función de la z_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

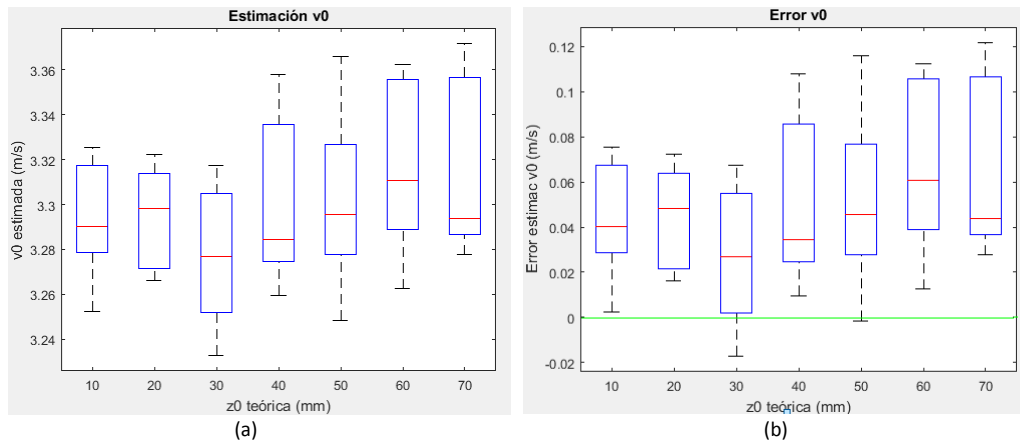


Fig. 52: (a) estimación de v_0 en función de la z_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

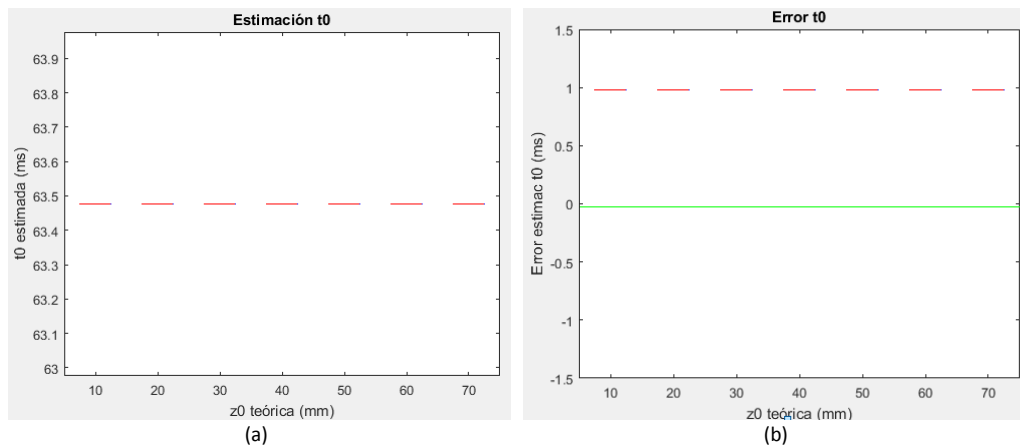


Fig. 53: (a) estimación de t_0 en función de la z_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

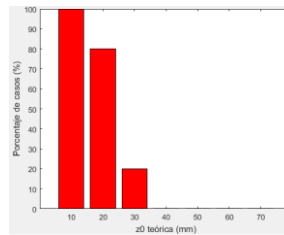


Fig. 54: porcentaje de veces que se aplica la mejora del cálculo de z_0 a partir de una recta y t_0 , por ausencia de dos rectas de propagación tras el cálculo de regresión. Se puede comprobar como su uso se da en los casos en los que la zona de inervación se aproxima al tendón.

De los diagramas de cajas anteriores se puede decir que:

- La estimación del z_0 (Fig. 51 (a)) es bastante exacta con errores máximos de un milímetro (Fig. 51 (b)), salvo para tres casos, que se consideran outliers.
- Para la velocidad, a medida que la zona de inervación se aleja del tendón, la estimación empeora (Fig. 52 (a)).
- En cuanto a la t_0 , existe un error sistemático de un milisegundo en todos los casos simulados (Fig. 52 (b)).

De la Fig. 54 hay que resaltar también un aspecto importante: el método inicial de cálculo de la z_0 funciona a partir de un cierto valor de z_0 . Es decir, existe una determinada z_0 , antes de la cual, el efecto del tendón aparece en forma de que sólo se etiquetan como válidos los canales de un lado de la zona de inervación, utilizándose para estos casos, la mejora en la estimación de z_0 implementada.

Para este experimento se observa que para una $z_0 > 40$ mm, el método inicial funciona perfectamente en el 100% de los casos mientras que para las $z_0 < 40$ mm, se justifica la implementación de la mejora puesto que, al menos, para el 80% de los casos simulados es la utilizada.

❖ Variando la zona de inervación de manera lineal

La zona de inervación se varía, en este caso, incrementando la zona de inervación en 0.5 mm para cada caso, en el rango desde $z_0=1$ mm hasta $z_0=70$ mm.

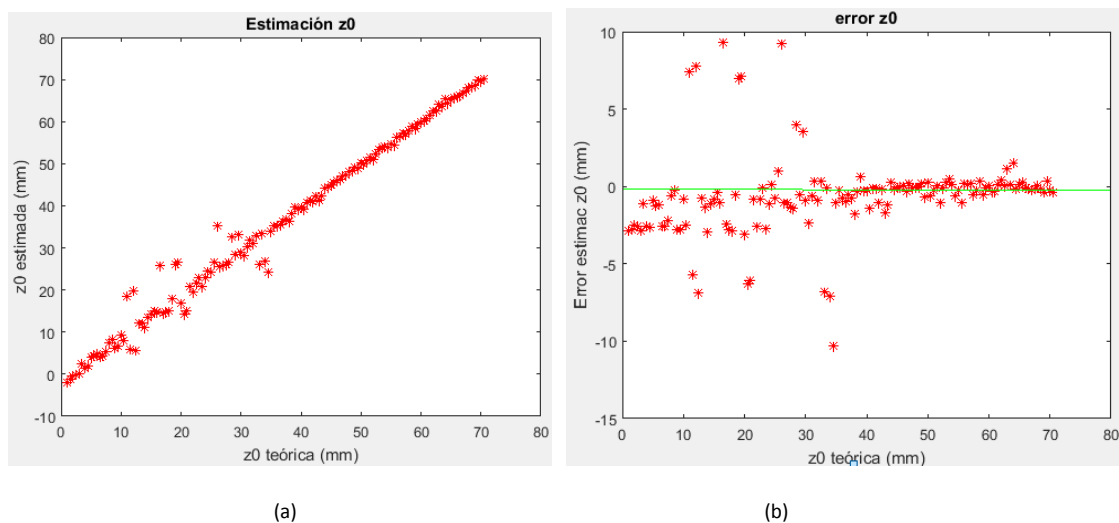


Fig.55: (a) estimación de z_0 en función de la z_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

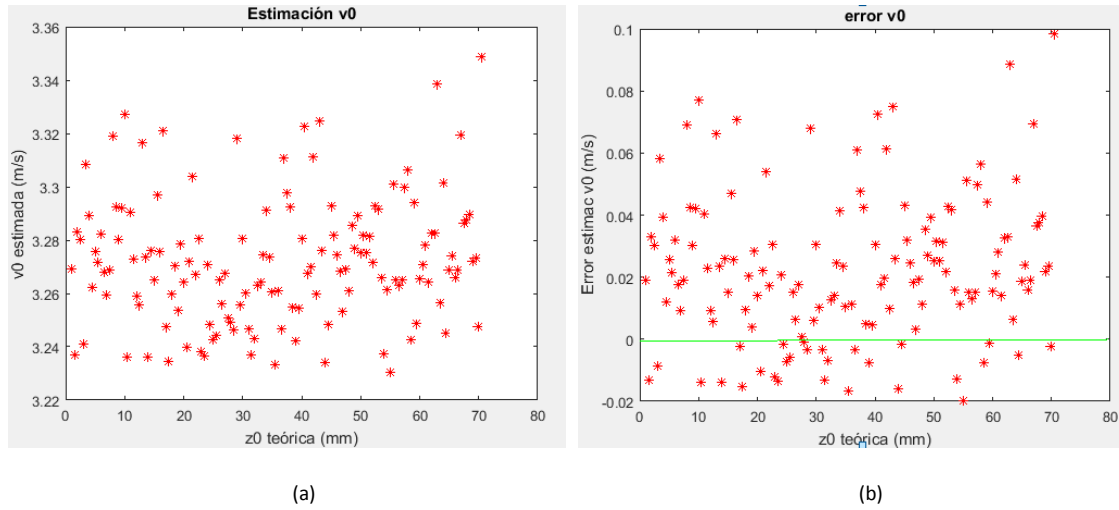


Fig.56: (a) estimación de v_0 en función de la z_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

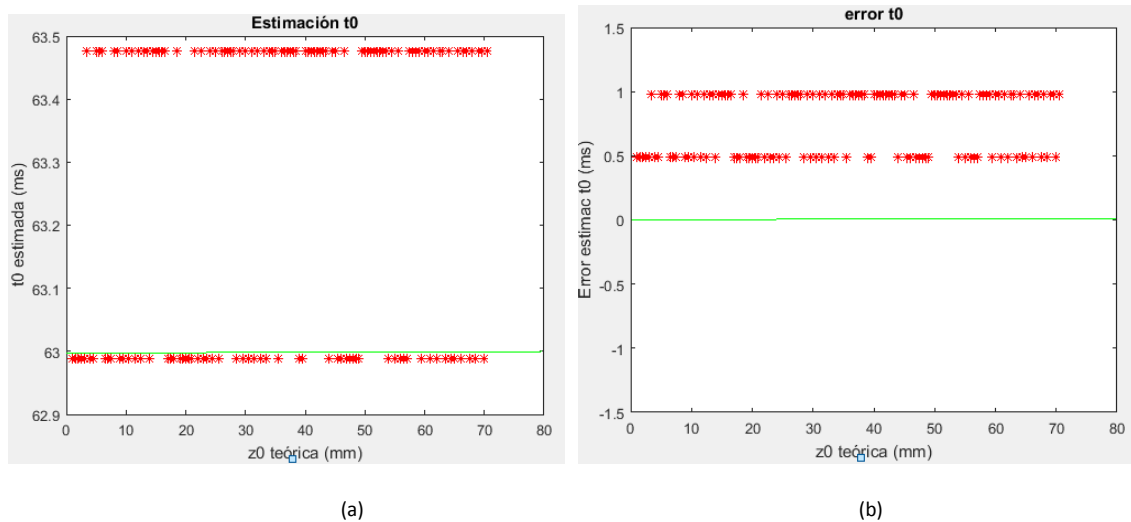


Fig. 57: (a) estimación de t_0 en función de la z_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

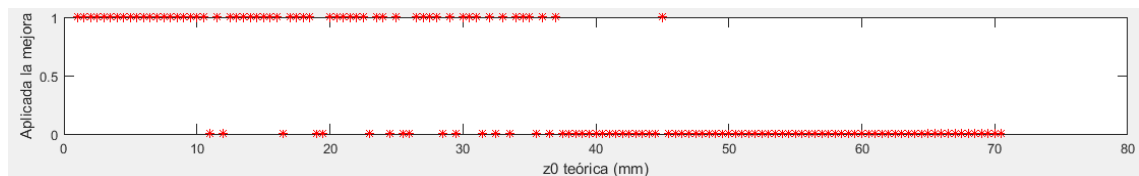


Fig. 58: zonas de intervención para las que ha sido aplicada la mejora del algoritmo de estimación.

Se puede observar cómo ambos experimentos son coherentes, ya que:

- Nuevamente la z_0 sufre errores máximos de 1 mm como máximo, salvo para cinco casos puntuales (Fig. 55 (b)).

- La velocidad de conducción tiene una dispersión de error asumible ya que inferior a las decimas de m/s (Fig. 56 (b)).
- La estimación de la t_0 vuelve a tener un error sistemático de 0.5 y 1 ms (Fig. 57 (b)).

5.2 Dependencia con la MFCV

❖ Variando la zona de inervación de manera aleatoria

En este apartado, se han simulado 10 casos con zonas de inervación aleatorias entre 65 mm y 75 mm para cada una de las 10 velocidades a estudiar, que van desde 2.25 m/s hasta 7.25 m/s a incrementos de 0.5 m/s. Esto vuelve a ser así para solventar el efecto de que la zona de inervación caiga debajo del electrodo y el experimento no sea sesgado.

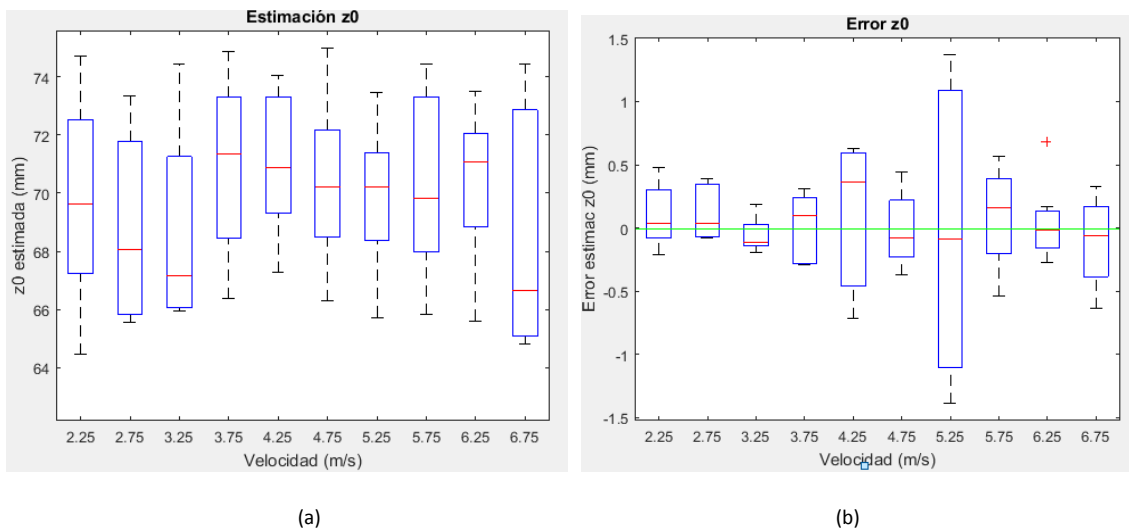


Fig.59: (a) estimación de z_0 en función de la v_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

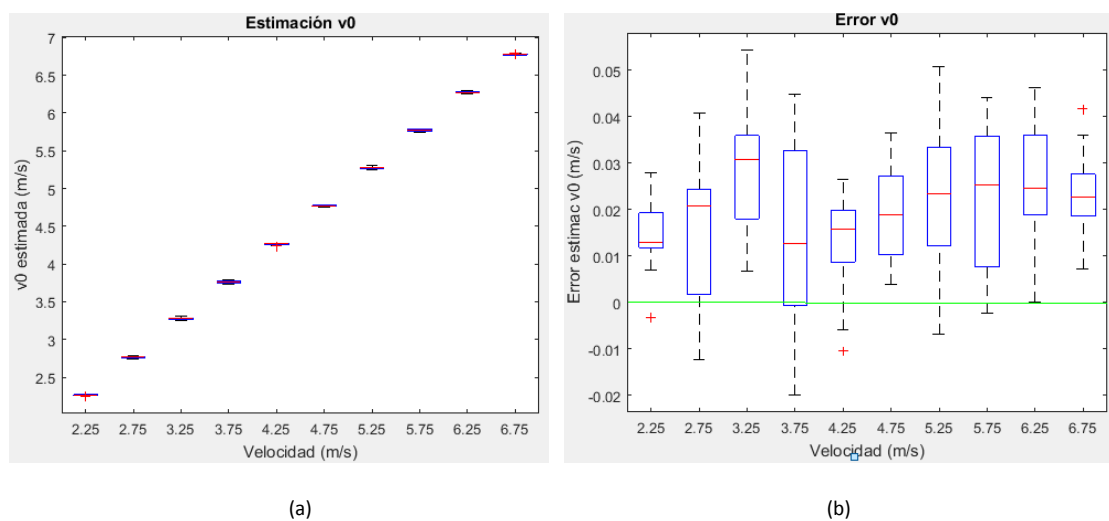


Fig. 60: (a) estimación de v_0 en función de la v_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

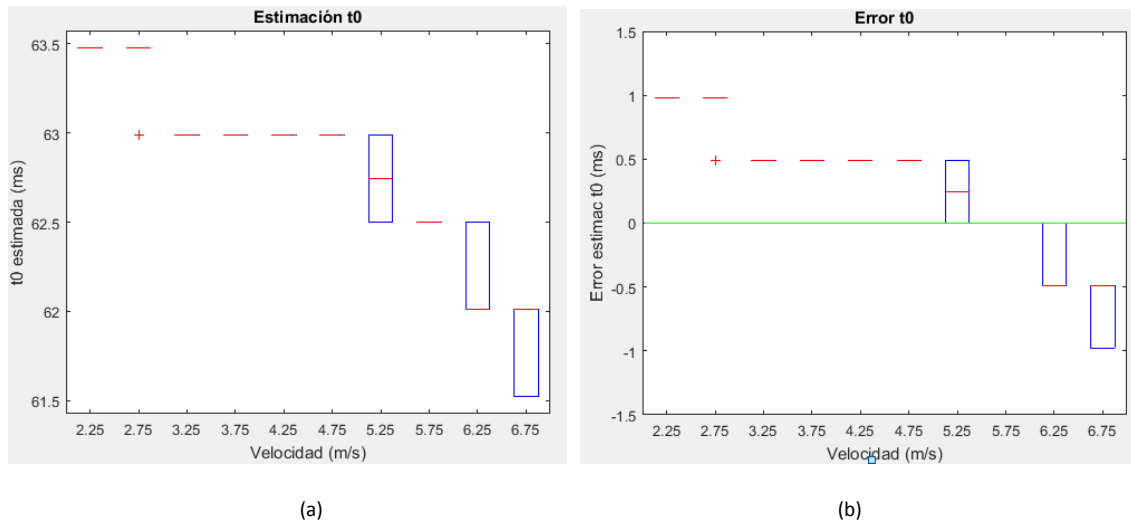


Fig. 61: (a) estimación de t_0 en función de la v_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

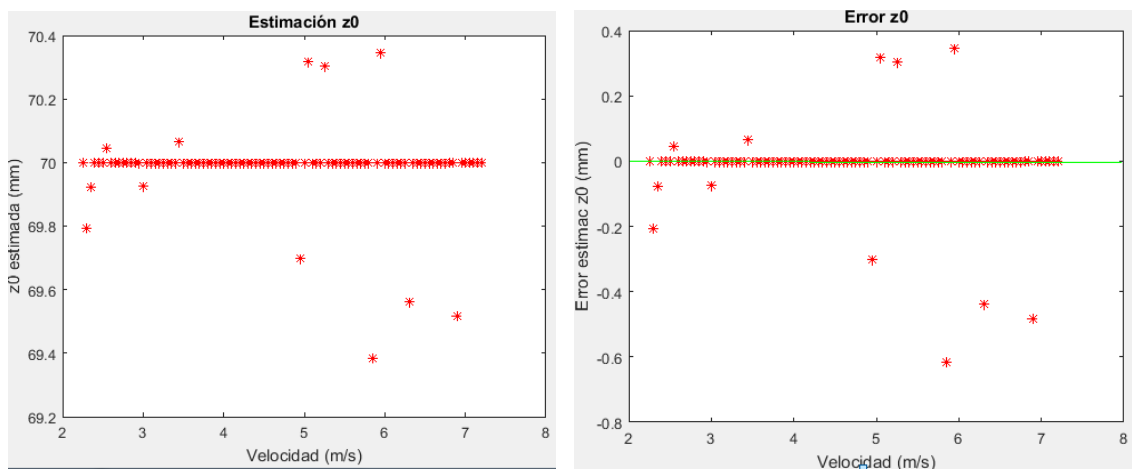
Observando los resultados se puede extraer que:

- Para la estimación de z_0 , hay una velocidad concreta (5.25 m/s) para la cual, la estimación es muy dispersa (error de ± 1 mm aproximadamente), sin embargo para el resto, apenas se desvían en ± 0.3 mm respecto del valor real (Fig. 59 (a)).
- En cuanto a la velocidad, los valores estimados tienen un cierto sesgo, pero no se desvían mucho de los teóricos (Fig. 60).
- La t_0 introduce un sesgo en la estimación de 1 ms, pero en este caso, lo característico es que además de por exceso (sobreestimación), para las velocidades altas, el error es por defecto (subestimación) (Fig. 61 (b)).

❖ Con zona de inervación constante

En este caso, la MUCV estudiada se varía de 2.25 m/s a 7.25 m/s a incrementos de 0.05 m/s (100 simulaciones) manteniendo una zona de inervación constante de 70 mm.

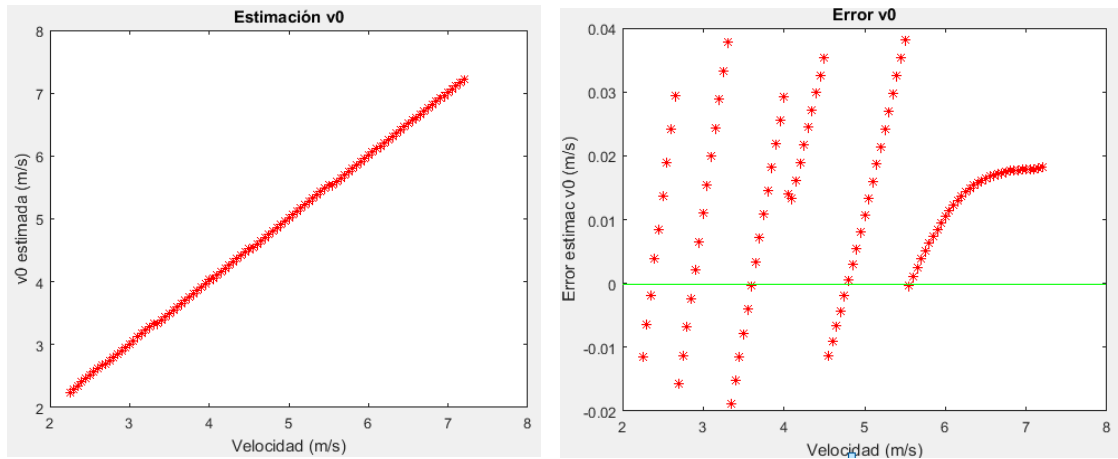
Los resultados han sido los siguientes:



(a)

(b)

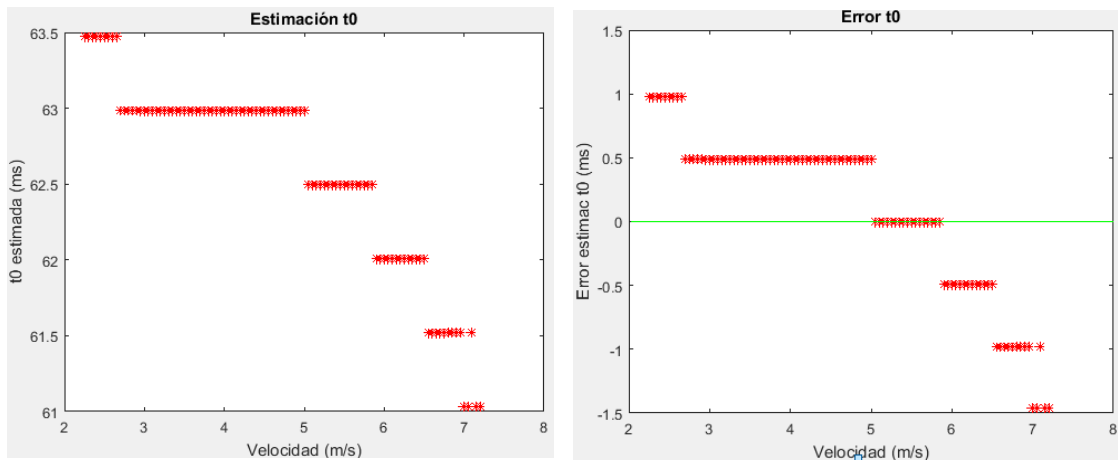
Fig. 62: (a) estimación de z_0 en función de la v_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.



(a)

(b)

Fig.63: (a) estimación de v_0 en función de la v_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.



(a)

(b)

Fig. 64: (a) estimación de t_0 en función de la v_0 teórica; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

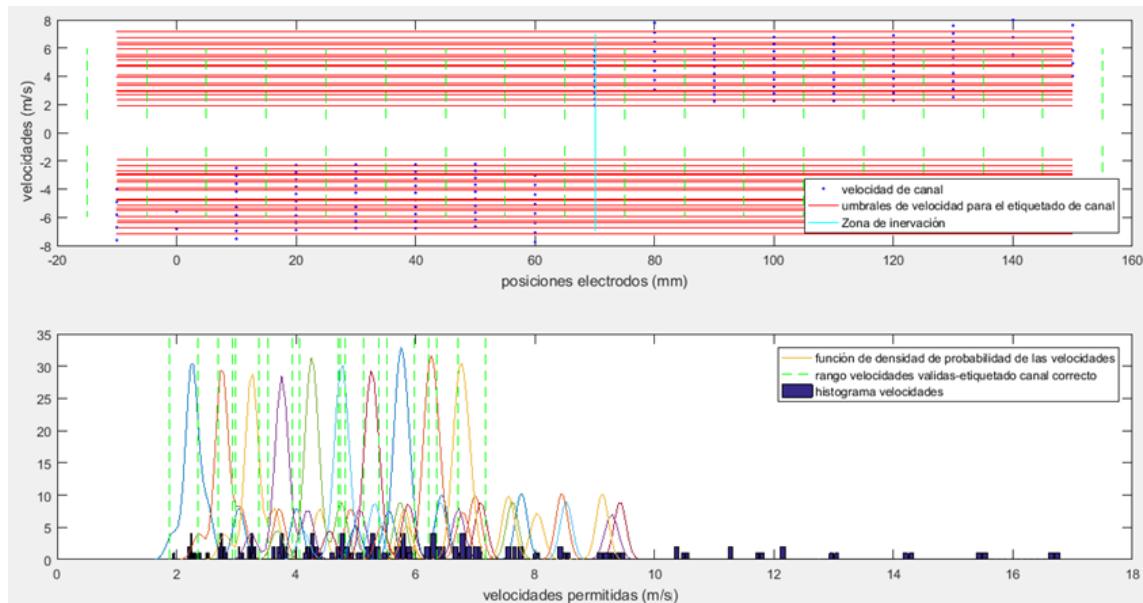


Fig. 65: umbrales de velocidad y rango de velocidades permitidas a partir de los que se estima el etiquetado de canales para las 10 primeras realizaciones

Del análisis de los resultados, se pueden extraer determinadas conclusiones:

- La estimación de la z_0 se muestra independiente de la variación de la velocidad en las fibras (Fig. 62 (a)). Su error es constante en prácticamente todo el rango de velocidades y cercano a 0 (Fig. 62 (b)).
- La estimación de la velocidad es realmente peculiar, con pendientes de error distintas en función de los rangos de velocidad, hasta estabilizarse en las velocidades mayores un error constante, como se puede apreciar en la Fig. 63 (b). A pesar de ello, no supone un error muy alto.
- En cuanto al t_0 , su estimación es mejor en los casos de velocidades medias del rango, empeorándose conforme la velocidad se acerca a los extremos del rango.

Se ha observado cómo la mejora en la estimación de z_0 no se utiliza a partir de este apartado y es porque la zona de intervención de las unidades motoras simuladas se configura a 70 mm, muy alejada de posibles efectos de tendones.

5.3 Dependencia con la densidad de fibras de la UM

❖ Variando la zona de intervención de manera aleatoria

Para este caso, se mantiene constante la velocidad media de las fibras a 3.25 m/s y lo que se hace es simular de nuevo, 10 experimentos con zonas de intervención aleatorias para cada valor de densidad de fibras desde 10 fibras/mm² hasta 100 fibras/mm².

La unidad motora escogida se encuentra en la posición de la Fig. 66.

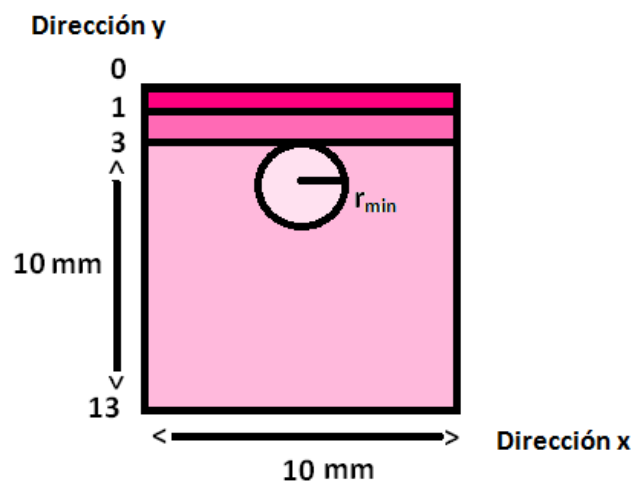


Fig. 66: representación sección transversal del músculo simulado junto con sus dimensiones y las de la unidad motora de interés.

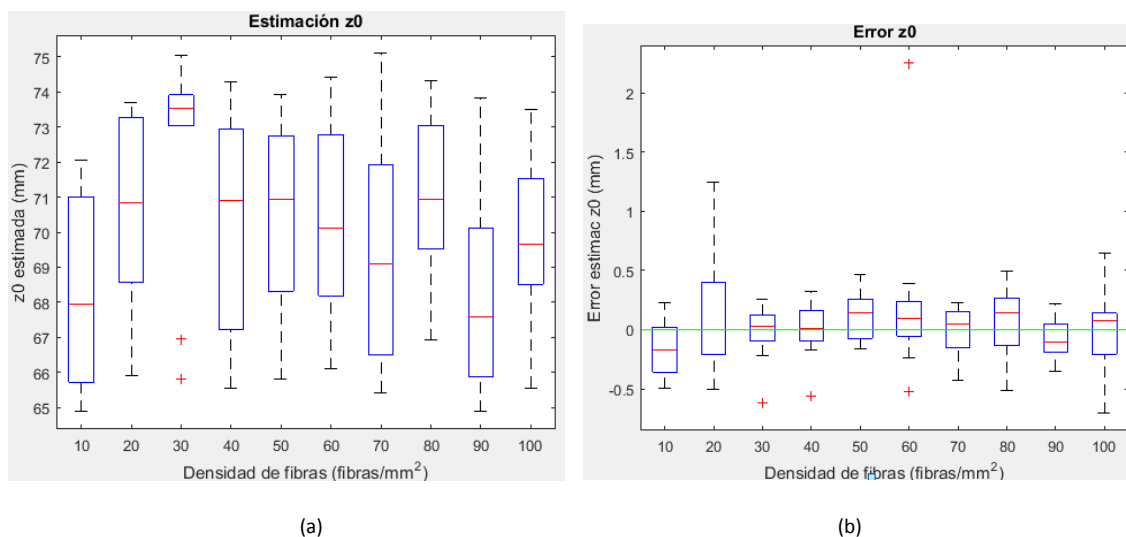


Fig. 67: (a) estimación de z_0 en función de la densidad de fibras; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

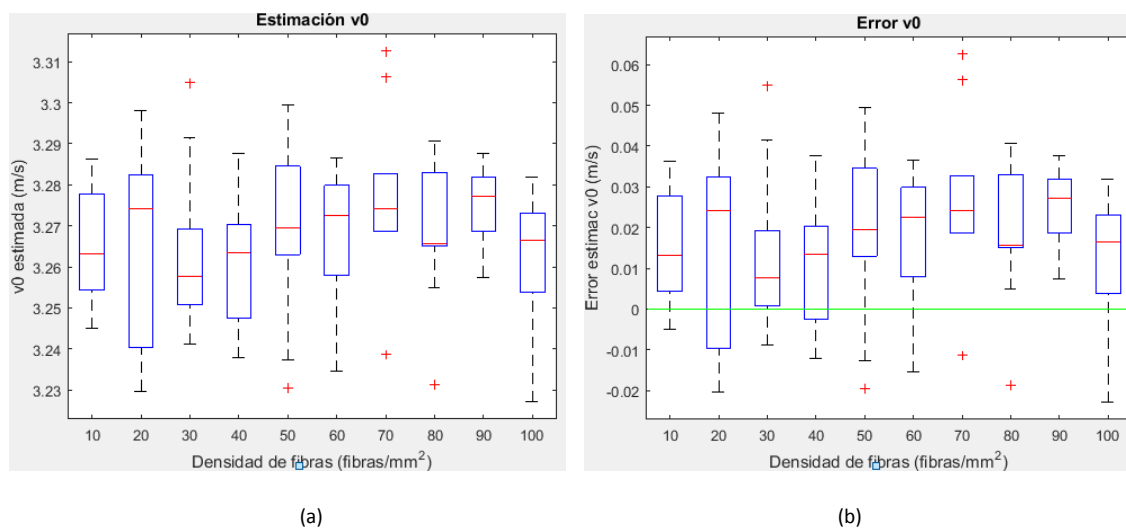


Fig.68: (a) estimación de v_0 en función de la densidad de fibras; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

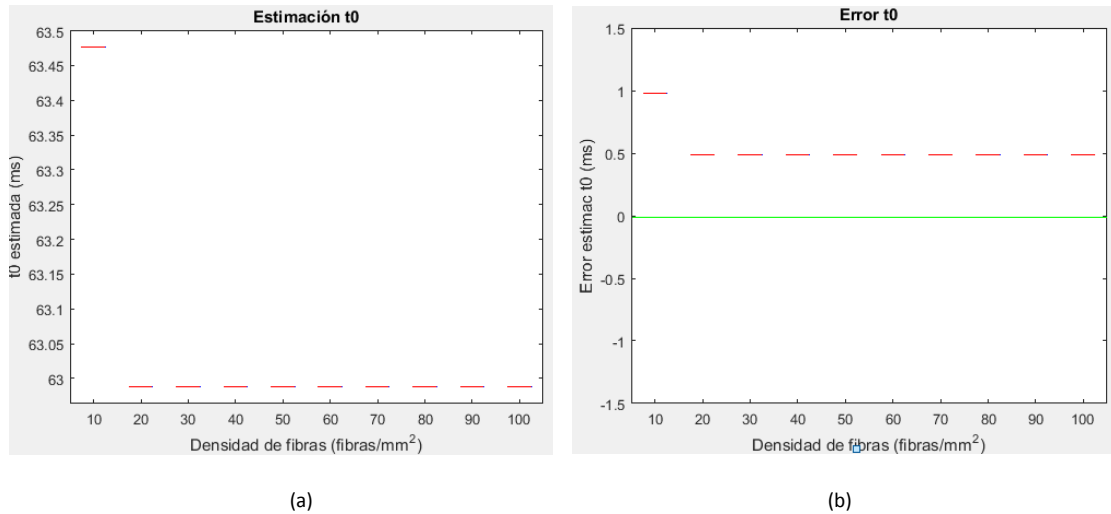


Fig. 69: (a) estimación de t_0 en función de la densidad de fibras; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

Se puede observar, estudiando los resultados que:

- La estimación de z_0 es cuasi-perfecta, ya que es insesgada y con poca dispersión, como se aprecia en la Fig. 67.
- Las medidas de la velocidad sí que presentan algo de dispersión, pero aun así se trata de errores de error muy bajos (Fig. 68 (b)). El motivo de este incremento en la variabilidad del error, puede residir en que con cada valor de densidad, se simula un músculo nuevo en otra iteración, con lo que habrá parámetros internos distintos.
- Según la Fig. 69 (b), la t_0 presenta en todas las medidas 0.5 ms de sesgo excepto en una, donde el sesgo es de 1 mm. No se observa variabilidad, lo que puede ser explicado de la misma forma que el punto anterior.

❖ Con zona de inervación constante

Ahora, la zona de inervación se mantiene fija, en torno a 70 mm al igual que la velocidad media de las fibras, de 3.25 m/s y lo que se hace variar es el parámetro de la densidad de fibras (entre 2.5 fibras/mm^2 y 100 fibras/mm^2 con un aumento de 2.5 fibras/mm^2 en cada iteración).

La posición de la unidad motora escogida es igual a la del caso anterior.

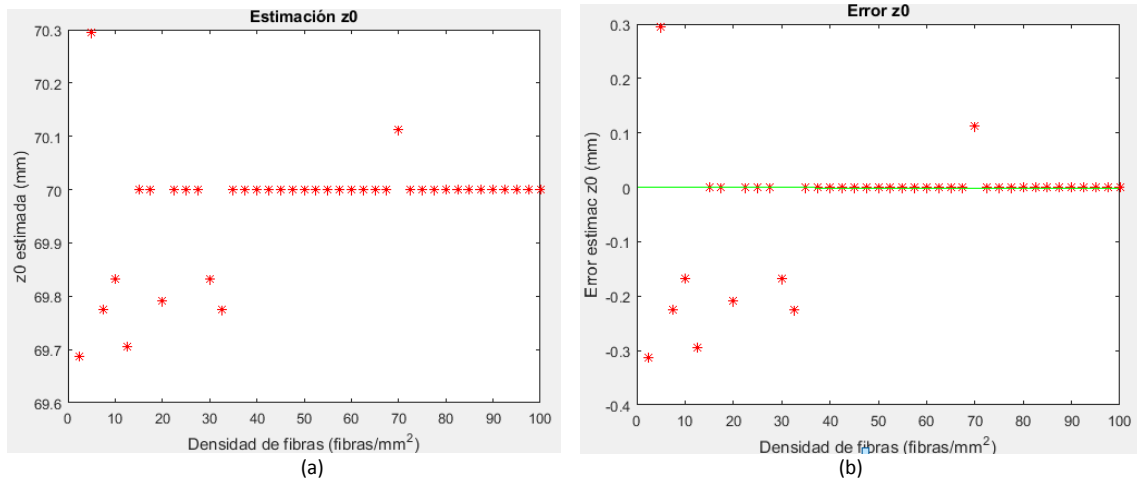


Fig. 70: (a) estimación de $z0$ en función de la densidad de fibras; (b) error cometido en la estimación de $z0$. La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

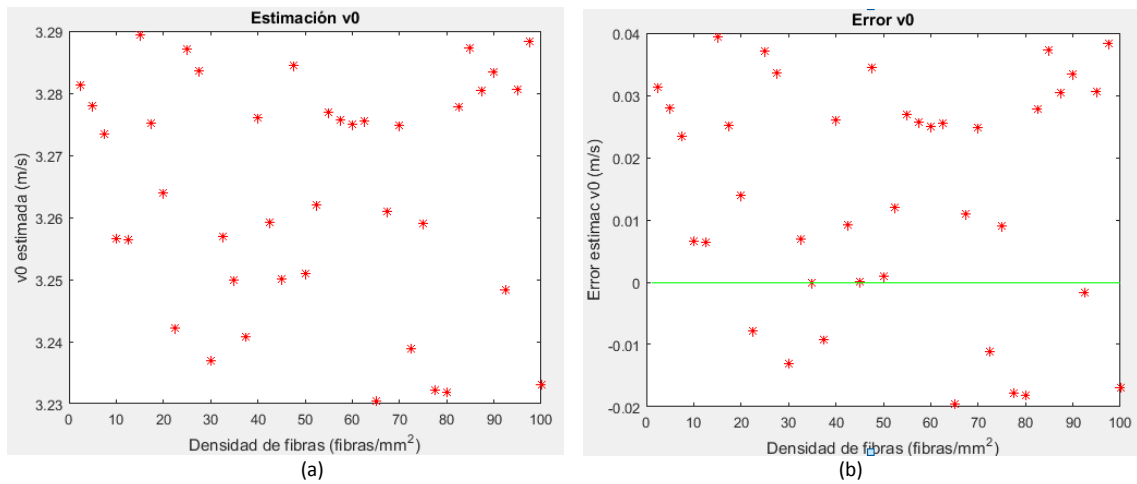


Fig. 71: (a) estimación de $v0$ en función de la densidad de fibras; (b) error cometido en la estimación de $v0$. La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

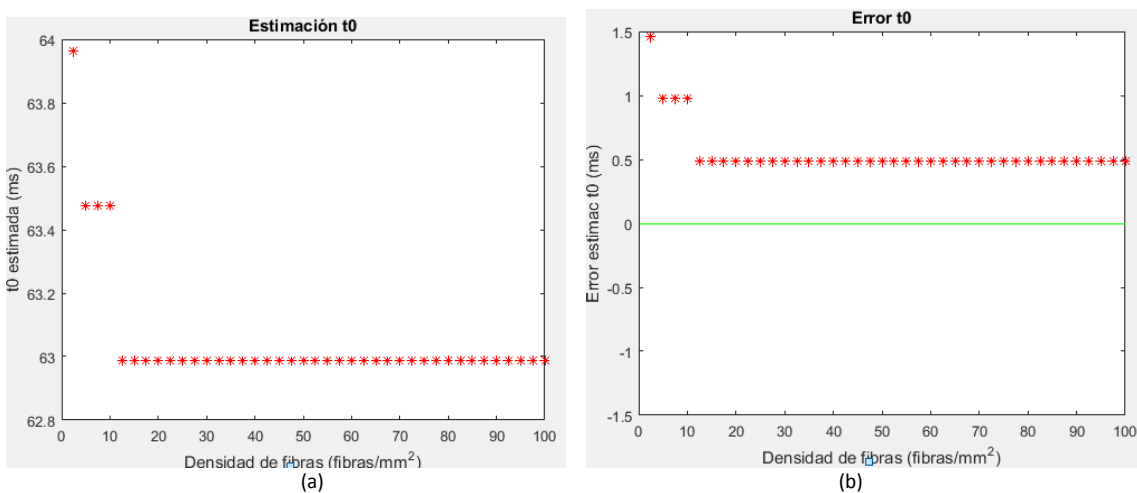


Fig. 72: (a) estimación de $t0$ en función de la densidad de fibras; (b) error cometido en la estimación de $t0$. La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

Observando las gráficas se puede apreciar que:

- La estimación de la z_0 es muy buena a partir de un cierto valor de densidad de fibras, siendo el error de estimación prácticamente nulo.
- En cuanto a la v_0 , es imposible con el experimento realizado apreciar una dependencia respecto al parámetro de la densidad de fibras de la unidad motora. Se puede apreciar que el error baja y sube sin seguir ningún patrón específico (Fig. 71 (a)). Esta extraña tendencia puede ser debida a que, a diferencia del resto de casos, al estar variando un parámetro interno del músculo, éste es generado con cada iteración y por lo tanto, cada estimación se realiza con un músculo diferente.
- El t_0 se estima también a partir de un determinado valor de densidad de forma correcta, exceptuando un error sistemático de medio milisegundo (Fig. 72 (b)).

5.4 Dependencia con la coordenada X del centro del territorio de la UM

❖ Variando la zona de inervación de manera aleatoria

Para este apartado, tanto la densidad de fibras como la zona de inervación y la velocidad se dejan constantes (30 fibras/mm², 70 mm respectivamente y 3.25 m/s) y lo que se vuelve a simular son 10 casos aleatorios de z_0 para cada una de las coordenadas x del centro del territorio de la unidad motora en incrementos de 2.5 mm, como se puede apreciar en la Fig. 73. La coordenada y del centro del territorio permanece fija y es igual al espesor de la capa de piel más el de la de grasa más el radio de dicha unidad motora. Con esto se evitan posibles caídas de amplitud al situar el centro de la unidad motora lo más cercano posible a la superficie y al electrodo.

Como el músculo es simétrico a la izquierda y derecha del electrodo en la dirección x solo se ha variado la posición de la unidad motora entre un extremo y el centro del músculo, es decir el parámetro de la coordenada x va desde -4 mm a 0 mm (considerando la posición 0 el punto medio del músculo en el eje X).

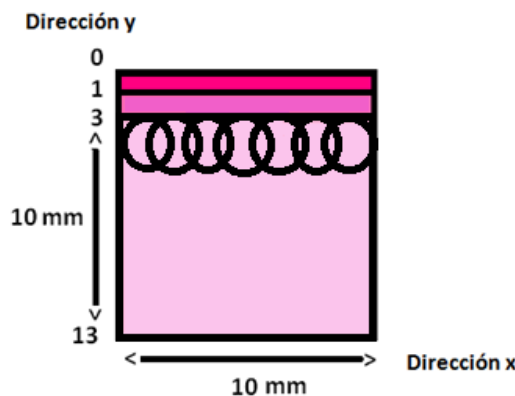


Fig.73: representación sección transversal del músculo simulado junto con la variación en el eje X del centro del territorio de la unidad motora de interés.

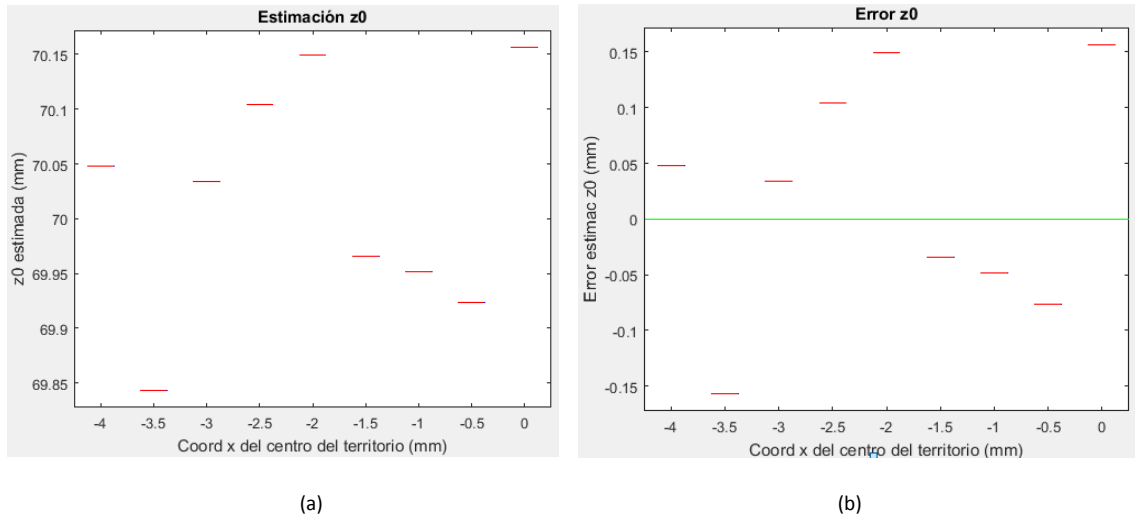


Fig. 74: (a) estimación de $z0$ en función de la coordenada x del centro del territorio de la unidad motora; (b) error cometido en la estimación de $z0$. La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

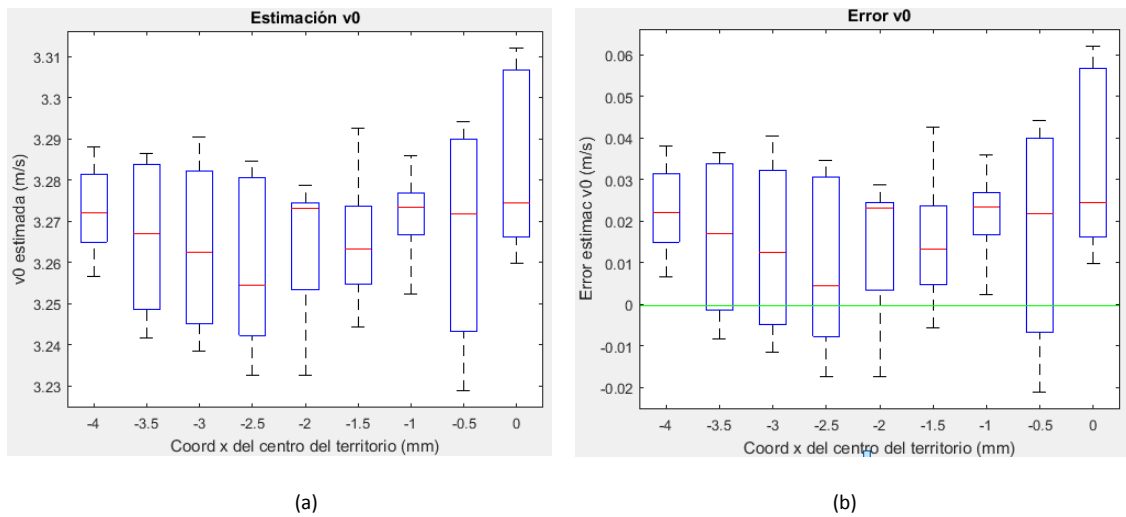


Fig. 75: (a) estimación de $v0$ en función de la coordenada x del centro del territorio de la unidad motora; (b) error cometido en la estimación de $v0$. La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

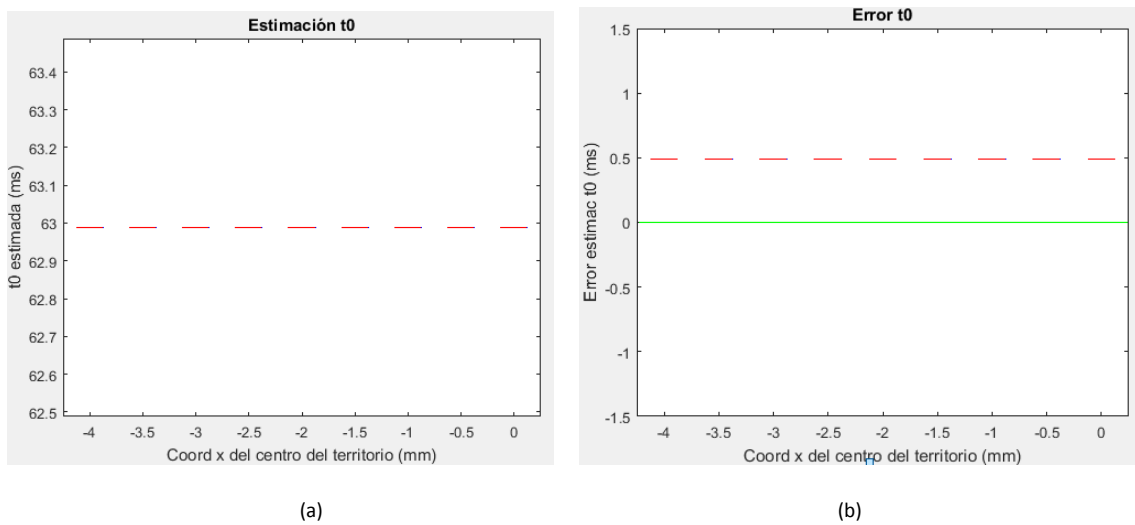


Fig. 76: (a) estimación de t_0 en función de la coordenada x del centro del territorio de la unidad motora; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

Se puede observar que:

- En la estimación de la z_0 , se da un aspecto a destacar y es que la variación aleatoria de la zona de inervación no produce efecto alguno en la estimación de la misma, obteniendo unos resultados insesgados y más dispersos que en anteriores casos, aunque no sean errores muy acusados (máximo de ± 0.15 mm) (Fig. 74 (a)).
- Con la velocidad, de la misma manera que sucede en apartados anteriores, vuelve a aparecer un sesgo de 0.02 m/s n y una dispersión baja de 0.04 m/s.
- La estimación de t_0 está sesgada 0.5 ms para todos los casos simulados (Fig. 76 (b)).

❖ Con zona de inervación constante

Ahora, la densidad de fibras y la velocidad vuelven a ser iguales al apartado anterior, la zona de inervación se fija a 70 mm y se hace variar de manera controlada la coordenada x del centro del territorio de la unidad motora como se hace en la Fig. 73 en incrementos de 0.05 mm.

La coordenada y del centro del territorio vuelve a ser igual que en el caso anterior y debido a la simetría solo se recorre el rango de centros desde un extremo hasta el centro del músculo.

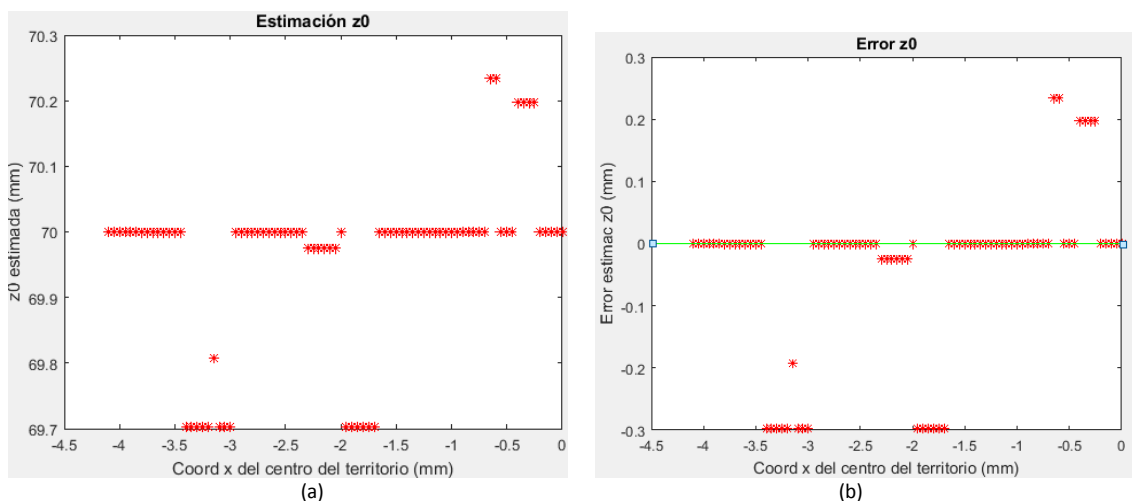


Fig. 77: (a) estimación de z_0 en función de la coordenada x del centro del territorio de la unidad motora; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

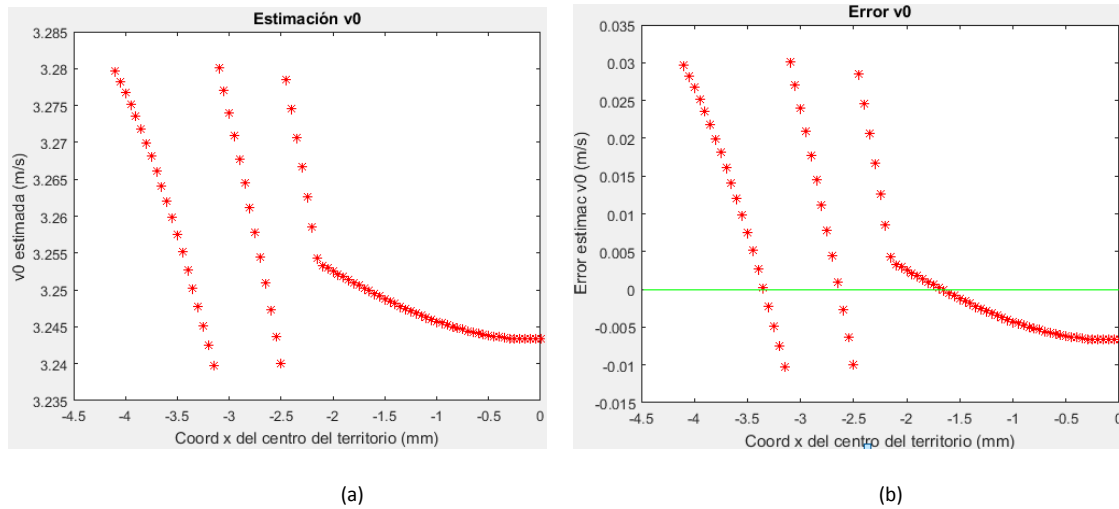


Fig.78: (a) estimación de v_0 en función de la coordenada x del centro del territorio de la unidad motora; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

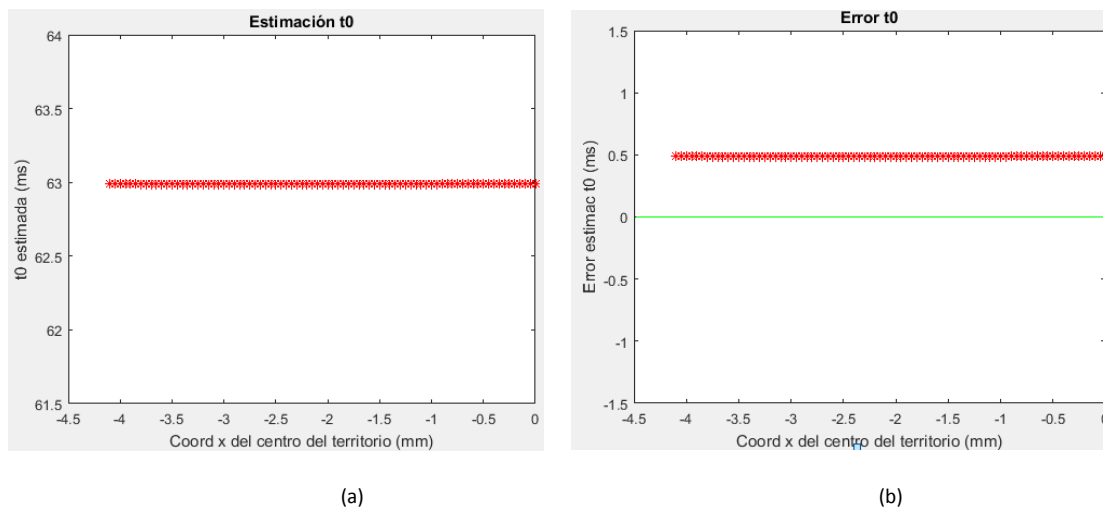


Fig.79: (a) estimación de t_0 en función de la coordenada x del centro del territorio de la unidad motora; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

De esta prueba, se puede decir que:

- En la z_0 , la estimación no comete ningún error a lo largo del rango (Fig. 77 (a)).
- A partir de la mitad del rango estudiado, la estimación de v_0 es realmente precisa, pero en la primera mitad del rango hay un error, que si bien no es muy preocupante por su valor, la forma que adquiere al mover el centro del territorio en el eje x es desconcertante (Fig. 78 (b)).
- Vuelve a aparecer el error sistemático en el cálculo de t_0 , en este caso igual a 0.5 ms, de manera idéntica al caso anterior (Fig. 79 (b)).

5.5 Dependencia con la profundidad de la UM

❖ Variando la zona de inervación de manera aleatoria

Para este apartado, se vuelven a dejar constantes la densidad de fibras y la velocidad media de fibras (30 fibras/mm² y 3.25 m/s) y la coordenada x (mitad del eje x del músculo)

Se hacen 10 simulaciones de zonas aleatorias de inervación para cada una de las profundidades a estudiar, que varían desde un valor inicial igual a la suma del espesor de la capa de piel y grasa de la piel y la mitad del radio de la UM ($3 + \text{radio}/2$) hasta 10 mm que es la profundidad del músculo según se indica en la Fig. 80, obteniéndose así los siguientes resultados.

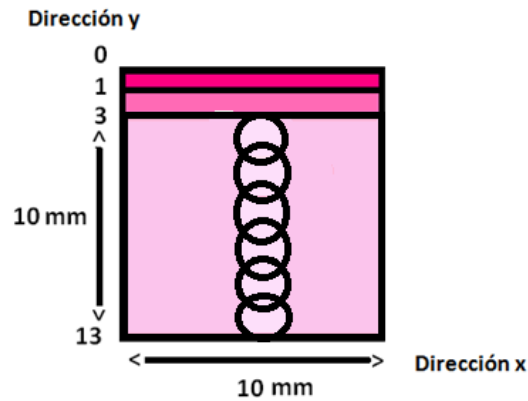


Fig. 80: representación sección transversal del músculo simulado junto con la variación en el eje Y del centro del territorio de la unidad motora de interés.

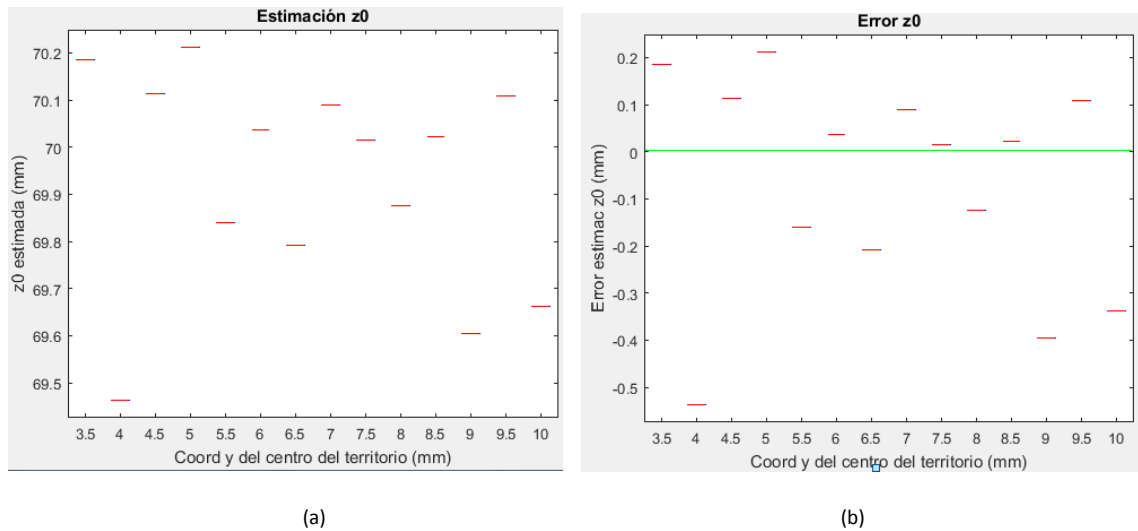


Fig.81: (a) estimación de $z0$ en función de la profundidad de la UM (mm); (b) error cometido en la estimación de $z0$. La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

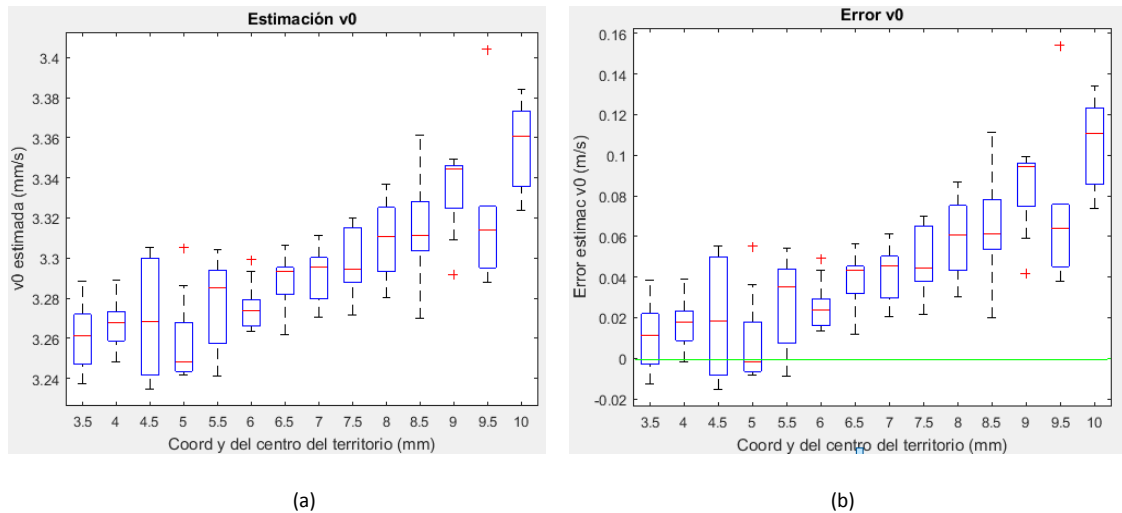


Fig.82: (a) estimación de v_0 en función de la profundidad de la UM (mm); (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

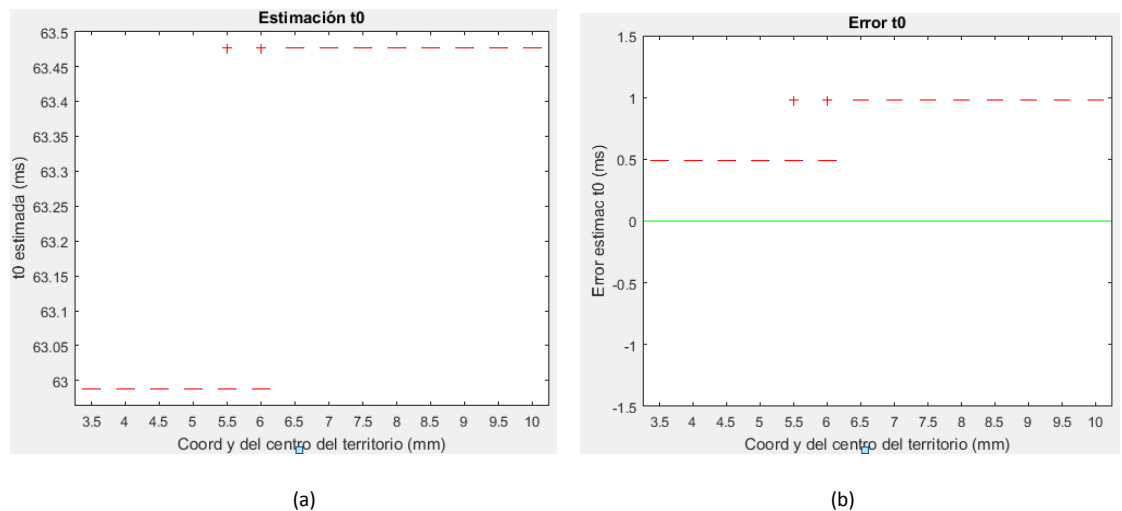


Fig. 83: (a) estimación de t_0 en función de la profundidad de la UM (mm); (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

A partir de las figuras anteriores, se puede concluir que:

- Para la z_0 aparece una fuerte dispersión de valores, cuya causa reside en la explicación anterior de la sensibilidad al desalineamiento, puesto que la z_0 se estima a partir de los canales etiquetados y éstos a su vez, de las velocidades de canal. Nuevamente se puede ver como la configuración de la zona de inervación debajo o a un lado del electrodo, es un aspecto irrelevante puesto que se obtienen para todas las medidas de un mismo centro, el mismo error.
- En la estimación de v_0 , para centros de territorios muy profundos, el algoritmo no es preciso del todo, obteniéndose mayores errores. Esto se puede explicar ya que al ser zonas más profundas, las señales tienen amplitudes menores por lo que son más planas y a la hora de calcular las velocidades de propagación hay más probabilidad de cometer error porque el algoritmo es más sensible al desalineamiento.

- Para la t_0 vuelve a aparecer el sesgo de 0.5 ms para los centros menos profundos y de 1 ms para los más profundos.

❖ Con zona de inervación constante

En este caso, la coordenada x (mitad del eje x del músculo) sigue en la misma posición que en la Fig. 66, mientras que la densidad de fibras y la velocidad media de las fibras vuelven a ser las mismas que para ese apartado y la zona de inervación se fija en 70 mm (centro del músculo en el eje z).

Lo que se hace variar de manera controlada es la coordenada y del centro del territorio de la unidad motora aumentando su profundidad en incrementos de 0.05 mm desde un valor inicial igual a la suma del espesor de la capa de piel y grasa de la piel y la mitad del radio de la UM ($3 + \text{radio}/2$) hasta 10 mm que es la profundidad del músculo según se indica en la Fig. 80, obteniéndose así los siguientes resultados.

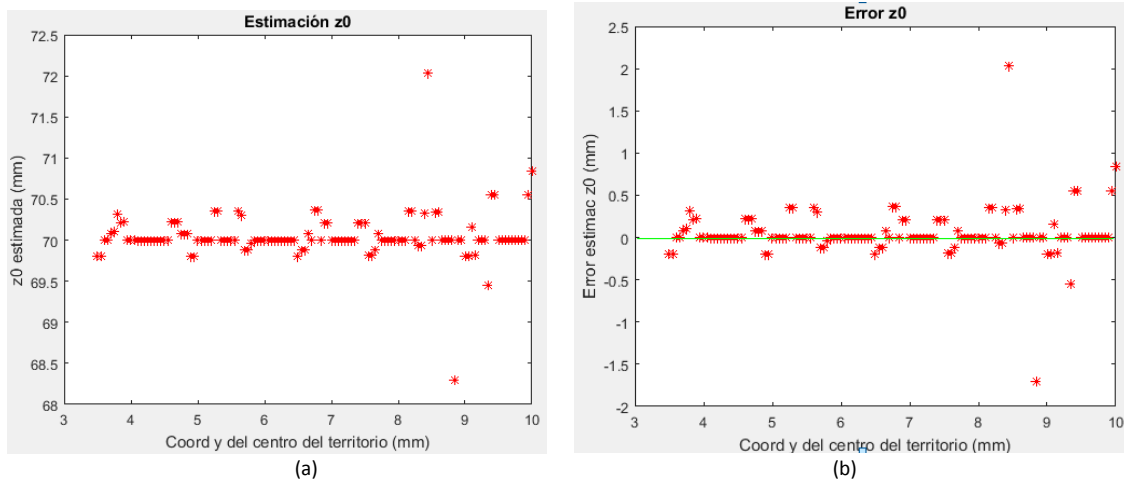


Fig.84: (a) estimación de z_0 en función de la profundidad de la UM (mm); (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

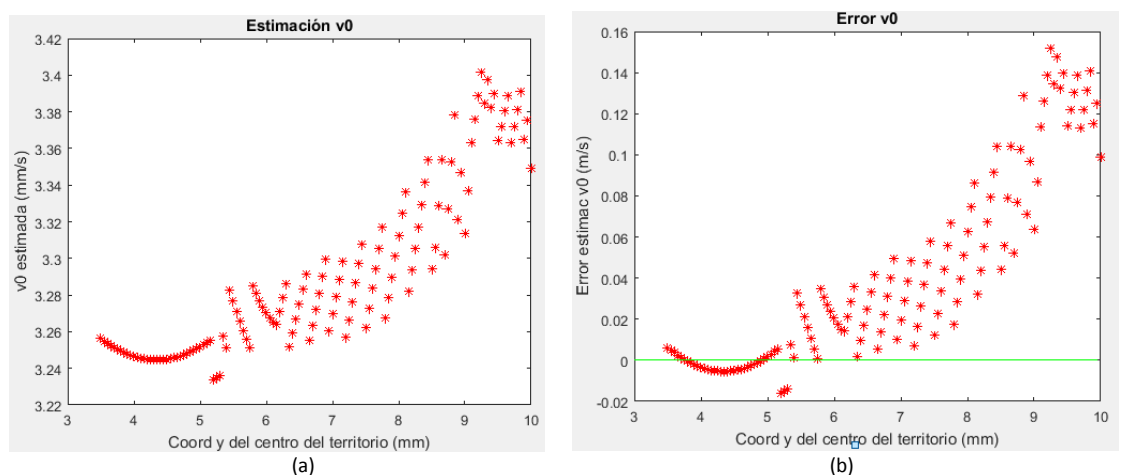


Fig. 85: (a) estimación de v_0 en función de la profundidad de la UM (mm); (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

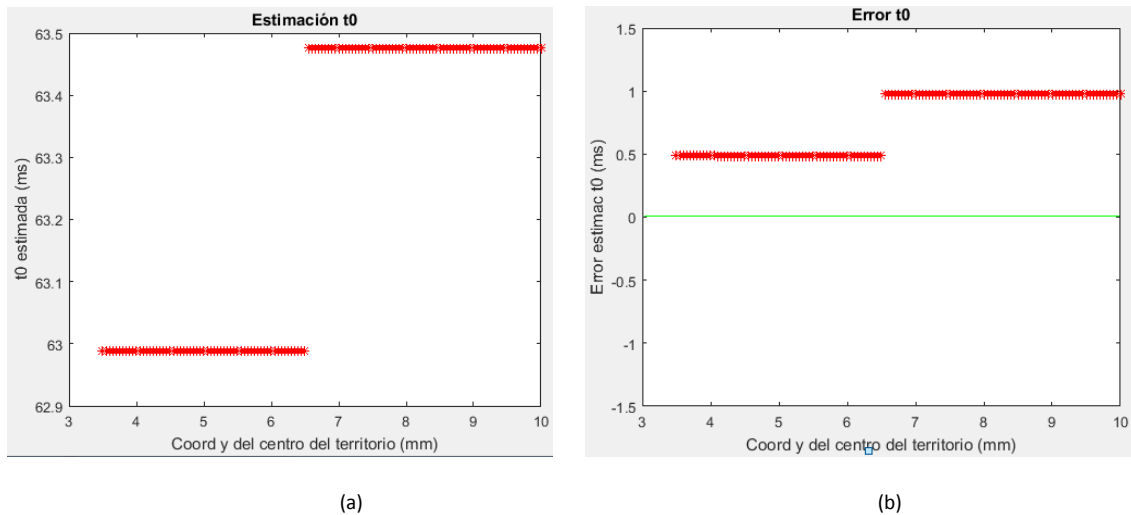


Fig. 86: (a) estimación de t_0 en función de la profundidad de la UM (mm); (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

Las observaciones de este apartado son las siguientes:

- Según se observa en las Fig. 84, la z_0 se estima correctamente mostrándose invariante ante la profundidad de la UM.
- La estimación de la velocidad empeora conforme aumenta la profundidad. Cerca de la superficie, la estimación apenas sufre error alguno y conforme se toman centros más profundos las medidas presentan un sesgo importante de 0.1 m/s.
- En t_0 vuelve a aparecer el error sistemático de manera coherente con el apartado anterior (Fig. 86 (b)), que curiosamente, se acentúa de medio milisegundo a una a partir de un determinado umbral.

5.6 Dependencia con el radio de la UM

❖ Variando la zona de inervación de manera aleatoria

Nuevamente se mantienen fijas la densidad de fibras y la velocidad media de fibras de la UM (30 fibras/ mm² y 3.25 m/s respectivamente) y se sitúa a la UM de interés en el punto medio del eje x y tocando la capa de la grasa.

Para este experimento, lo que se hace variar es el radio del territorio de la UM con lo que, como se puede apreciar en la Fig. 87, la unidad motora cada vez es más profunda, no manteniéndose fijo el centro de su territorio.

Para cada uno de los radios posibles (desde 0.5 mm hasta 4.1 mm) se vuelven a simular 10 casos con distintas y aleatorias zonas de inervación para que al simular, se puedan dar los máximos efectos posibles.

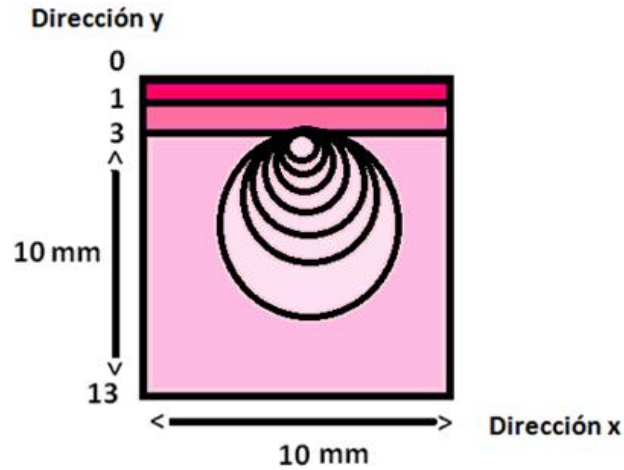


Fig. 87: representación del aumento de radio del territorio de la UM para este experimento. Se puede apreciar como el centro no se mantiene fijo, sino que cada vez es más profundo.

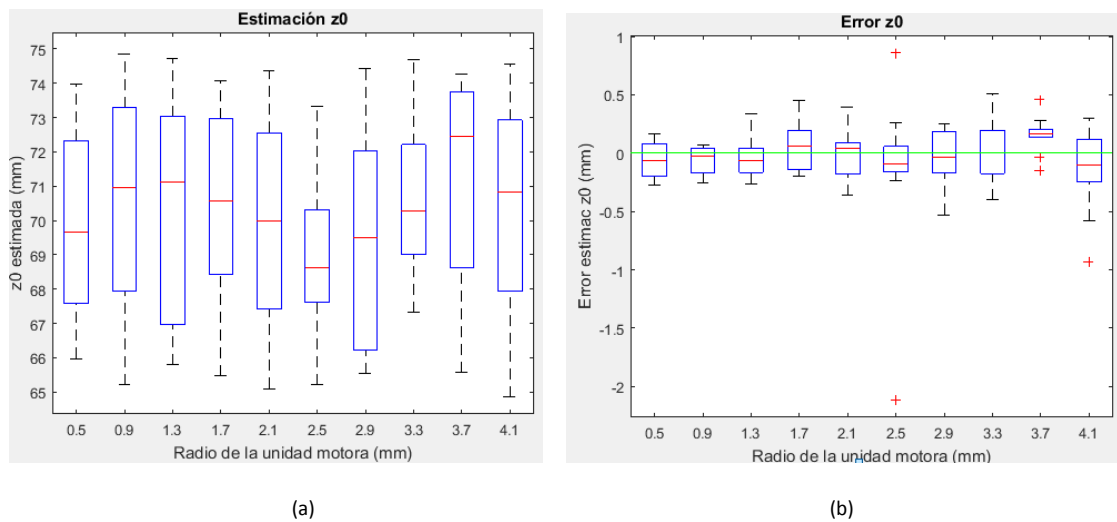


Fig. 88: (a) estimación de z_0 en función del radio de la UM; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

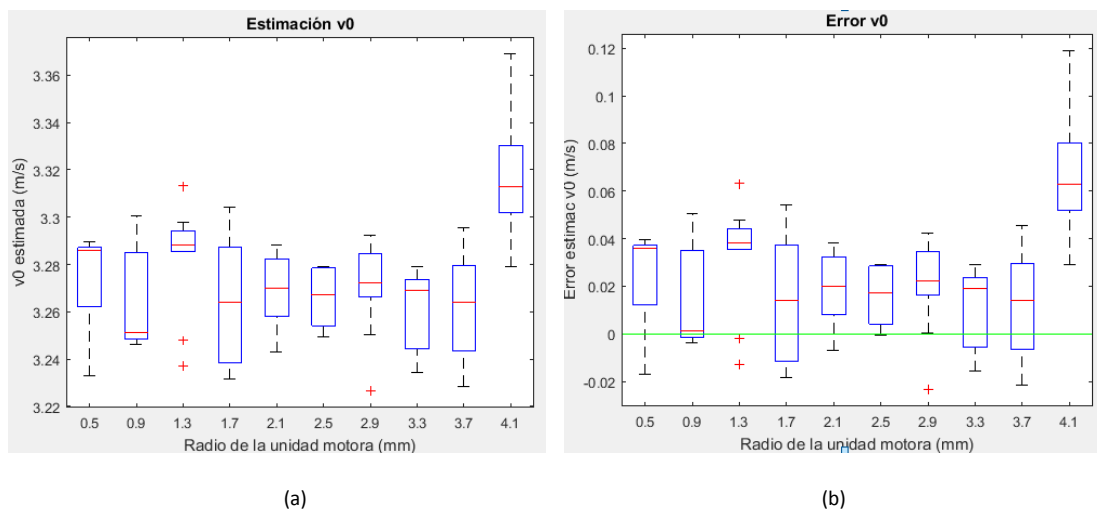


Fig. 89: (a) estimación de v_0 en función del radio de la UM; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

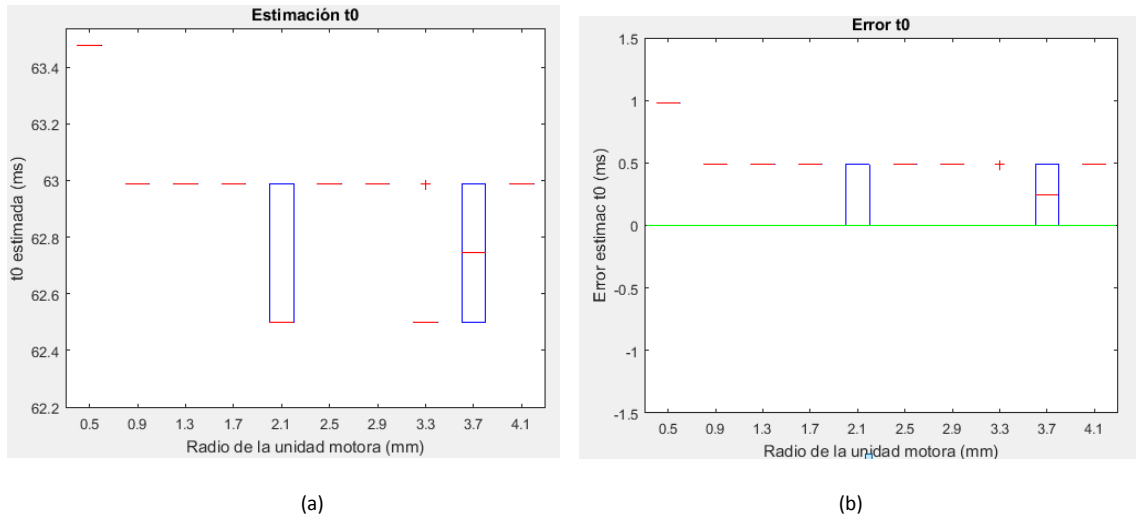


Fig. 90: (a) estimación de t_0 en función del radio de la UM; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

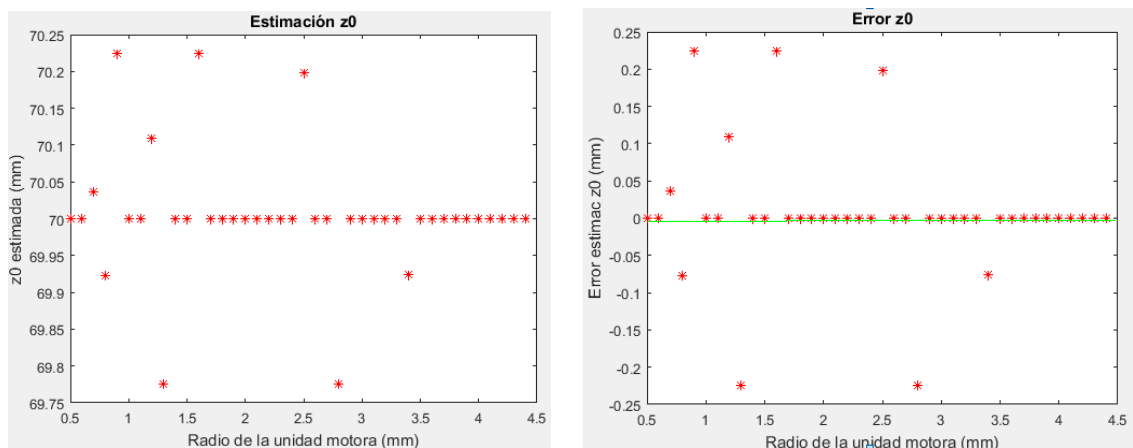
De esta prueba se puede obtener lo siguiente:

- Estimación de la z_0 muy buena con apenas influencia del radio escogido (Fig. 88).
- Empeoramiento de la estimación de v_0 con radios altos. Esto se explica ya que al fin y al cabo al aumentar el radio, el centro del territorio de la unidad motora va aumentando su profundidad, como ya se ha comentado antes, repitiéndose el efecto del apartado anterior.
- 0.5 ms de sesgo, para la mayoría de estimaciones de t_0 en función de los radios (Fig. 90(b)).

❖ Con zona de inervación constante

Como en el apartado anterior, densidad de fibras y velocidad media de fibras de la UM fijas, zona de inervación en 70 mm y UM en punto medio del eje x y tocando la capa de la grasa.

Para ahora, el radio del territorio de la UM se hace variar desde 0.5 mm y se incrementa con 0.1 mm hasta llegar a uno de 5 mm.



(a)

(b)

Fig. 91: (a) estimación de z_0 en función del radio de la UM; (b) error cometido en la estimación de z_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

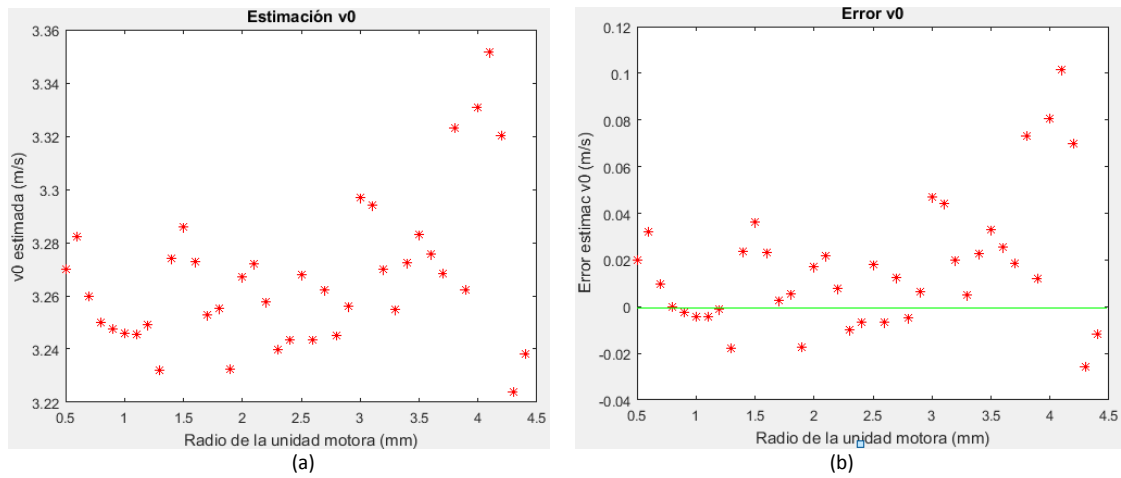


Fig. 92: (a) estimación de v_0 en función del radio de la UM; (b) error cometido en la estimación de v_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

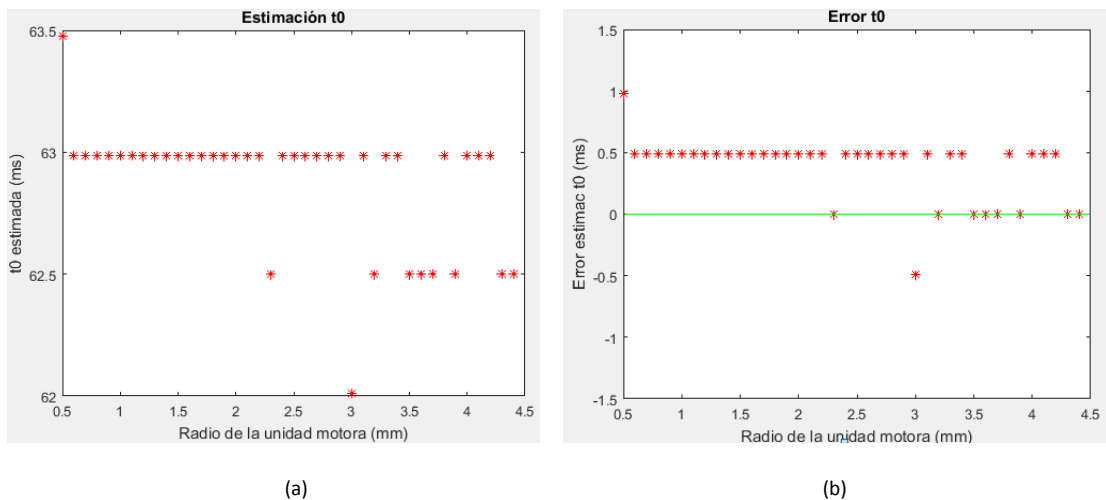


Fig. 93: (a) estimación de t_0 en función del radio de la UM; (b) error cometido en la estimación de t_0 . La línea verde muestra la estimación perfecta sin error.

Se puede apreciar cómo:

- La estimación de la zona de inervación vuelve a mantenerse invariante respecto al radio de la UM (en la Fig. 91).
- La velocidad, como ya se ha explicado en el apartado anterior, empeora con el aumento del radio de la unidad motora (Fig. 92).
- El instante t_0 vuelve a tener un error sistemático de medio milisegundo como en el apartado anterior (Fig. 93 (b)).

6. EVALUACIÓN DEL ALGORITMO DE ESTIMACIÓN EN MUPs OBTENIDOS MEDIANTE PROMEDIADO

6.1 Promediado controlado por disparo

Hasta ahora, los experimentos que se han hecho realizaban las estimaciones de t_0 , z_0 y v_0 a partir de huellas de UM limpias porque se simulaba con una sola UM. Desde este punto de vista se trataba de una estimación con MUPs ideales y aislados que nunca registraremos en un experimento real.

Ahora se va a recuperar la huella de todo el patrón de interferencia de la señal EMG. A partir de ahora, los músculos van a tener varias UMs y se va a tener que estudiar la interferencia que ejercen unas sobre las otras, es decir el ruido introducido.

La recuperación de la huella de la UM es posible dado que se conocen los instantes de disparo. Para ello, usan dos promediados estadísticos de trozos de la señal EMG para ventanas temporales finitas de la MUP en los instantes de disparo de la UM. Estos promediados son el de la media (Fig. 96 (a)) y el de la mediana (Fig. 96 (b)).

Este algoritmo se ha programado en la función *surface_spike_trigger_averaging*, la cual, a partir de una señal EMG (Fig. 94), el tren de disparo de una UM determinada (Fig. 95 (a)) y un tamaño de ventana dado, va recorriendo los canales y acumula y promedia de manera estadística trozos de esta señal EMG, de longitud el número de muestras indicado por la ventana, en los instantes de disparo que se le pasen, es decir, es una función que estima la huella EMG.

[mup_media, mup_mediana, num_disparos] = *surface_spike_trigger_averaging* (emg, electrode, firing, window)

- emg señal EMG con todos los MUPs disparando
- electrode array lineal de electrodos superficiales
- firing instantes de disparos de la MUP
- window ventana temporal de señal
- mup_media MUP promediada mediante la media
- mup_mediana MUP promediada mediante la mediana
- num_disparos nº de disparos utilizados en el promediado

Algoritmo 8: promediado de MUPs a partir de huellas EMG por control de disparo

Sea *win* la ventana temporal de entrada de la función y *disp* cada uno de los instantes de disparo de una MUP, se siguen los siguientes pasos:

- Se recorren el nº de canales (*i*) que componen la EMG.
- Para cada canal, se recorren tantas muestras *j*, como la length (*win*), fijando la muestra 0 de cada ventana en el centro de la misma (se deja una mitad a la izquierda y otra a la derecha) alrededor de *disp* y se almacenan sus valores en *muestras_emg* (*i*, *j*).

- Se halla la media o la mediana para cada una de las muestras que componen la ventana temporal definida y para cada canal, obteniéndose *muestras_emg*.

Para comprender mejor y poder visualizar el funcionamiento de la función se adjuntan las siguientes figuras:

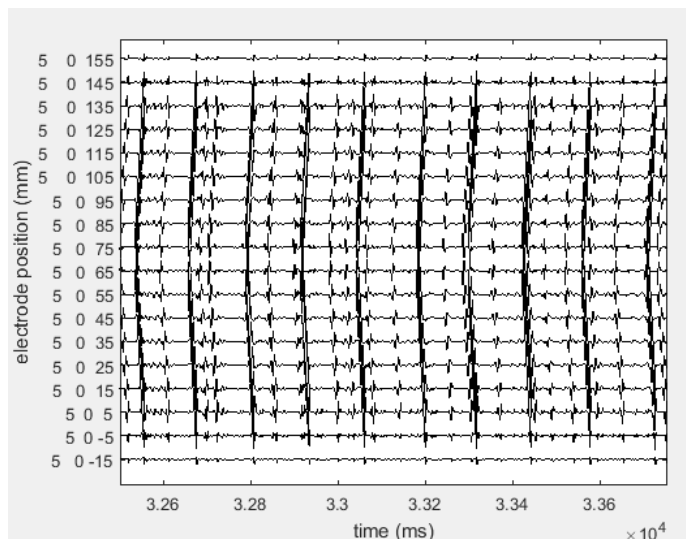


Fig. 94: ejemplo de señal EMG que se pasa como parámetro de entrada.

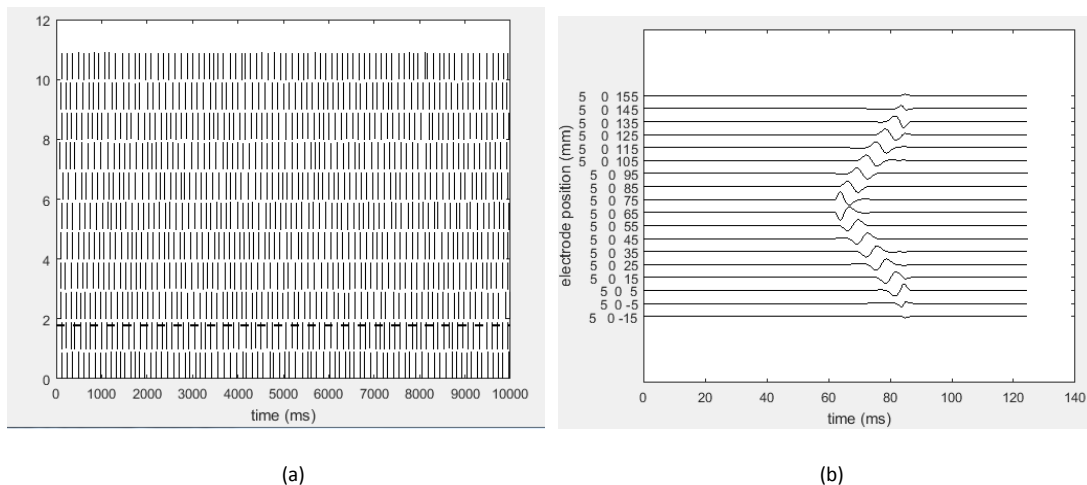
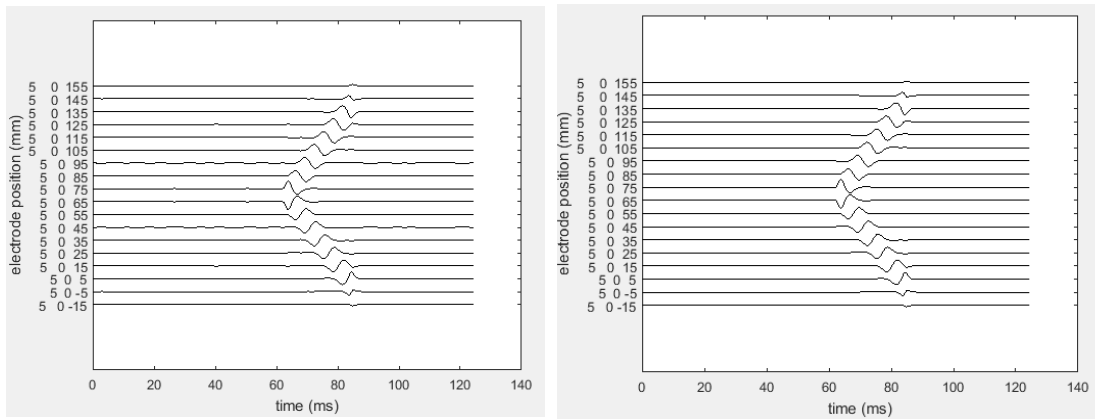


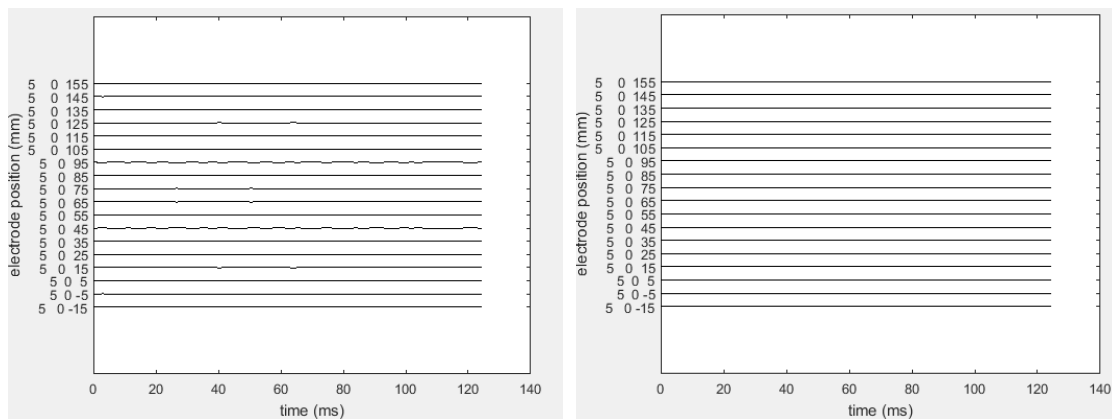
Fig. 95: (a) ejemplo de 11 trenes de disparo de 11 UM que también se pasa como parámetro de entrada; (b) ejemplo de MUP grabada de tipo diferencial.



(a)

(b)

Fig. 96: promedio mediante del EMG anterior en los instantes de disparo especificados (a) mediante la media; (b) mediante la mediana.



(a)

(b)

Fig. 97: error de la estimación de la MUP (a) por medio de la media (b) por medio de la mediana.

6.2 Evaluación del promedio de señales EMG

Con la intención de ver la influencia del nivel de contracción del músculo y el número de disparos de una unidad motora empleados en la obtención de la huella de la UM promedio, se ha realizado el siguiente experimento, considerándose como parámetro de calidad la SNR.

Para ello, se ha simulado un músculo de 120 UMs, dimensiones 10x10x140, densidad de 30 fibras/mm², zona de inervación en la mitad del eje Z del músculo (70 mm) y 19 electrodos situados como en la Fig. 49, para una frecuencia de muestreo de 2048 Hz con señales de tipo diferencial. El resto de parámetros se recogen en la Tabla 6.

El porcentaje sobre el pico máximo para el cálculo del rango de velocidades permitidas en las que se basa el etiquetado de canal es del 25%, mientras que el porcentaje del pico máximo de la suma de las MUPs en valor absoluto, para determinar el instante de inicio del potencial es del 30% (método de estimación de t₀ por umbral).

Una vez simulados los MUPs y los trenes de disparo de cada UM, se pasa a componer la señal EMG y calculando la potencia de la señal (media del valor de las muestras al cuadrado) y dividiéndola entre la potencia del error de estimación, se obtendrá la SNR que servirá para cuantificar la calidad de la estimación.

La ventana temporal que define los fragmentos de señal a promediar que ha sido utilizada es de 256 muestras y el nivel de contracción varía entre el 1.2% y el 100% del MVC, mientras que el número de disparos varía entre 100 y 2500.

La resolución, es decir, el número de casos simulados para las 2 variables en los rangos especificados y que son equiespaciados es de 10.

Los resultados obtenidos han sido los siguientes:

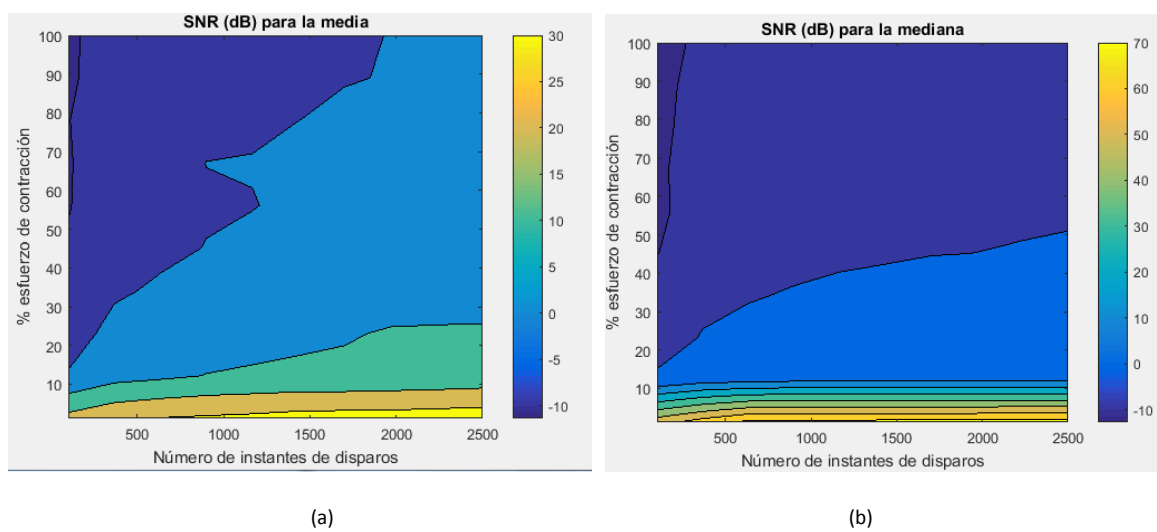
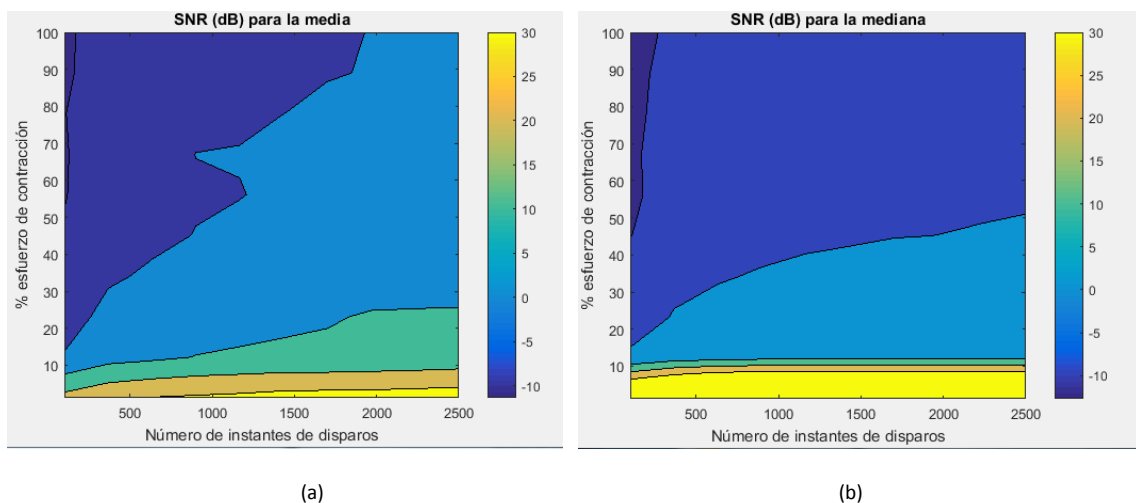


Fig. 98: mapa de colores del experimento en función del esfuerzo de contracción y el nº de disparos (a) para las SNRs medias en cada punto; (b) para la mediana de las SNRs en cada punto.



Figs.99: mapa de colores del experimento en función del esfuerzo de contracción y el nº de disparos (a) para las SNRs medias en cada punto; (b) para la mediana de las SNRs en cada punto. Nótese que la SNR de la mediana ha sido restringida a un máximo de 30 dB para poder realizar la comparación entre ambos métodos.

Comparando los dos casos (promediado de media y promediado de mediana) y a partir de las Figs. 98 y 99 se puede observar que:

- El uso del promediado de mediana funciona adecuadamente en el caso de amplios rangos de variación del número de disparos siempre y cuando el nivel de contracción esté por debajo del 10%.
- Sin embargo, el promediado de mediana decae más rápidamente conforme se incrementa el nivel de contracción, siendo muy sensible a su variación.
- De forma curiosa, a partir de unos 800 disparos, y para MVCs bajas, el promediado de mediana no mejora apenas en términos de SNR.
- El promediado de media es recomendable para casos en los que la forma de onda es muy ruidosa, es decir, cuando hay mayor número de UMs interfiriéndose y, por lo tanto, mayor nivel de contracción.

Por otro lado, se decide, repetir el experimento, con la diferencia de acortar el rango de variación del nivel de contracción entre un 1.2 % y un 10 % manteniéndose una resolución de 10 casos simulados y ampliando la resolución para el número de instantes de disparos con 20 simulaciones equiespaciadas manteniendo intacto el rango de variación de los disparos.

Al fin y al cabo es como si se tratase de un zoom del experimento anterior en el eje y (nivel de contracción).

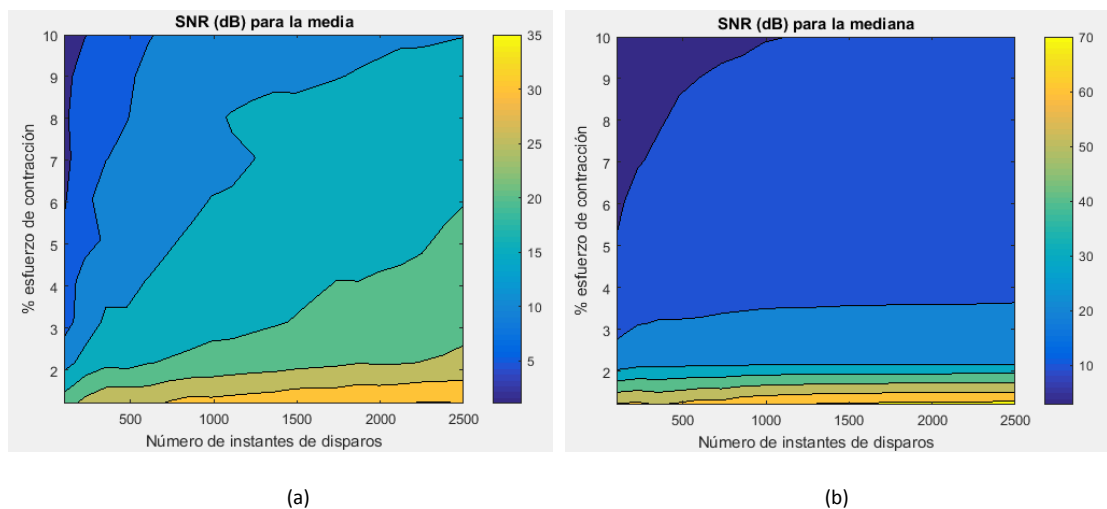


Fig. 100: mapa de colores del experimento en función del esfuerzo de contracción y el nº de disparos a) para las SNRs medias en cada punto; b) para la mediana de las SNRs en cada punto.

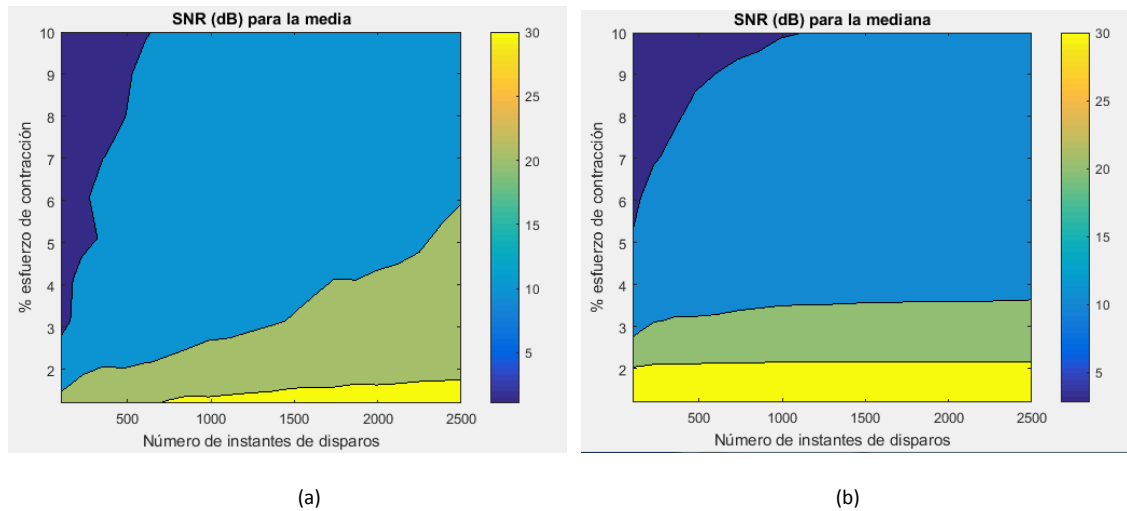


Fig. 101: mapa de colores del experimento en función del esfuerzo de contracción y el nº de disparos limitando la SNR a 30 dB para facilitar la comparación para a) las SNRs medias en cada punto; b) la mediana de las SNRs en cada punto.

De las Figs. 100 y 101, se puede concluir que:

- Coherentemente con el apartado anterior, el promediado de mediana obtiene unas SNR realmente buenos, para niveles de contracción bajos, comparándolos con las obtenidas por el promediado de media.
- El promediado de mediana, apenas se ve mejorado en términos de relación señal/ruido al realizar los promedios con mayor número de disparos (a partir de unos 1000), a diferencia del de la media.

6.3 Evaluación del estimador

Para concluir con el trabajo desarrollado, se va a profundizar en los resultados y el margen de mejora del algoritmo a través de la evaluación de la estimación para una señal EMG promediada. Esto nos permitirá observar la dependencia de la calidad de la estimación respecto del nivel de contracción y del número de descargas empleadas en el promediado.

Para ello se ha generado un músculo en el que 120 UM disparan según el nivel de contracción del mismo, interfiriendo unas con otras. El músculo tiene una capa de grasa de piel de 1 mm y de grasa de 2 mm y sus dimensiones son de 10 mm de ancho y profundidad y 140 mm de largo. Las UM, de 30 fibras/mm², tienen un radio que varía desde un mínimo de 0.8921 mm, hasta uno máximo de 2.6762. Las velocidades también varían entre un valor mínimo de 3.25 m/s hasta una máximo de 6.25 m/s.

Los electrodos se simulan con una IED de 10 mm y una frecuencia de muestreo de 2048 Hz y su disposición es idéntica a la de la Fig.49.

El porcentaje sobre la moda de las velocidades utilizado en el rango de velocidades, del que se sirve el etiquetado de canales, es del 25%.

Con esta configuración inicial se van a realizar dos experimentos en los que se van a hacer variar de forma controlada, tanto el esfuerzo de contracción, como el número de disparos. En el primero de ellos, se varía la MVC del 1.2 al 100% de MVC en 10 valores equiespaciados dentro de ese rango (1.2, 12.17, 23.15, 34.13, 45.11, 56.08, 67.06, 78.04, 89.02 y 100%) y el nº de disparos de 100 a 2500 nuevamente en 10 valores equiespaciados dentro de ese rango (100, 366.7, 633.3, 900, 1166.7, 1433.3, 1700, 1966.7, 2233.3 y 2500).

Para el segundo de ellos, la única diferencia será que la máxima MVC a la que se llegará será del 10%, por lo que será un zoom del primer experimento, que se acercará más a condiciones reales de contracción. Concretamente la MVC tomará los siguientes valores: 1.2, 2.17, 3.15, 4.13, 5.11, 6.08, 7.06, 8.04, 9.02 y 10%.

Para cada uno de los pares de MVC y nº de disparos, se realizarán 20 iteraciones en las que se variará en cada una de ellas, la zona de inervación de todas las fibras entre -5 y 5 mm para evitar la influencia de que dicha ZI caiga justo debajo del electrodo.

Para la MUP simulada, se procede a promediarla mediante la mediana, puesto que como se ha comprobado, en el apartado anterior, su rendimiento en cuanto a la SNR obtenida es superior al que proporcionaría la media.

En el caso del instante de inicio del potencial, su valor se estima por dos métodos, el del valor temporal de la primera muestra que supera un umbral arbitrario y el del cruce de las rectas de propagación estimadas por el punto medio del MUP y se decantará por uno u otro en función de los resultados. Esto se debe a que hasta este punto del TFG no se realizó la elección del método de estimación definitivo para el t0.

Tabla 7: parámetros utilizados en el experimento final

muscle.	Valor del parámetro	electrode.	Valor del parámetro
<i>mun</i>	120	<i>type</i>	'circ'
<i>dim</i>	[10 10 140]	<i>fsam</i>	2048
<i>mutr_min</i>	0.8921	<i>size</i>	1
<i>mutr_max</i>	2.6762	<i>ied</i>	10
<i>mufd</i>	30	<i>pos</i>	-20
<i>mepp_med</i>	70	<i>ks_factor</i>	0.25
<i>mepp_wid</i>	1	% sobre el máximo para t0	40%
<i>mten_wid</i>	5		
<i>mucv_min</i>	3.25		
<i>mucv_max</i>	6.25		
<i>mucv_cov</i>	0.03		
<i>miod</i>	0		
<i>mufr</i>	0.3		
<i>mufs</i>	0.3		
<i>mepp_fra</i>	10		
<i>fat</i>	2		
<i>skin</i>	1		

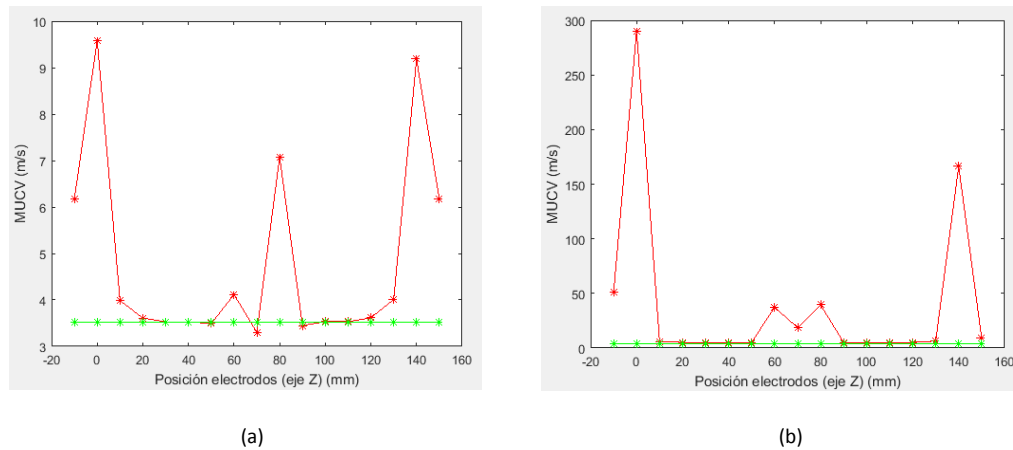


Fig. 102: estimación del valor absoluto de las velocidades de propagación de los canales para una EMG de 120 UM, 100% de MVC y 2500 disparos: (a) sin promediar; (b) con promediado de mediana.

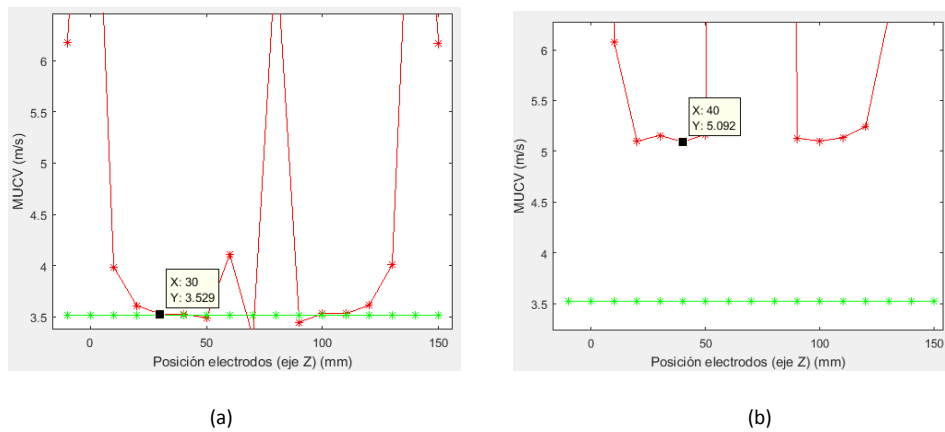


Fig. 103: aumento de resolución del eje Y de: (a) la Fig. 102 (a); (b) la Fig. 102 (b).

Antes de pasar a comentar los resultados, se estudia la influencia del nivel de contracción en relación al estimado de la velocidad. Al incrementarse este nivel, disparan más UM a la vez que, posteriormente, se realiza el promedio de ellas y a la hora de hallar la velocidad de cada canal, el algoritmo de McGill introduce más error en los retardos en función del ruido de promediado. Con ello, se obtienen unas velocidades de canal bastante superiores, como se puede comprobar en las Fig. 103 con 1.5 m/s, lo que conlleva a una peor estimación tendiente a la sobreestimación.

A continuación se adjuntan en las Figs. 104 a 111 los percentiles 25, 50 y 75 de las estimaciones de z_0 , v_0 y t_0 (método del cruce de rectas y método del umbral), para ambos experimentos. Para tener una mayor perspectiva y poder realizar un mejor análisis, también se disponen las gráficas boxplot con determinados niveles de contracción y nº de disparos, visualizando así la dispersión de las estimaciones y los outliers (Figs. 112 a 123).

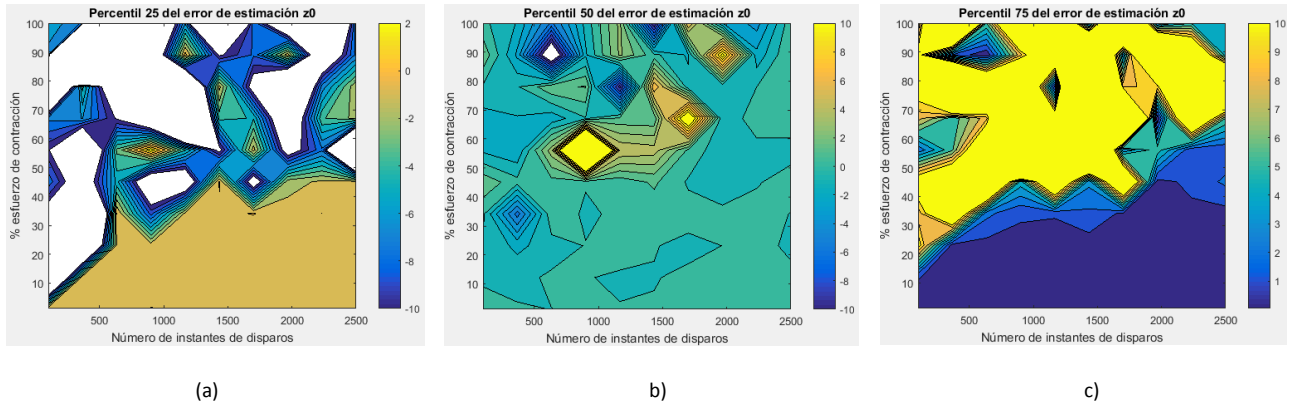
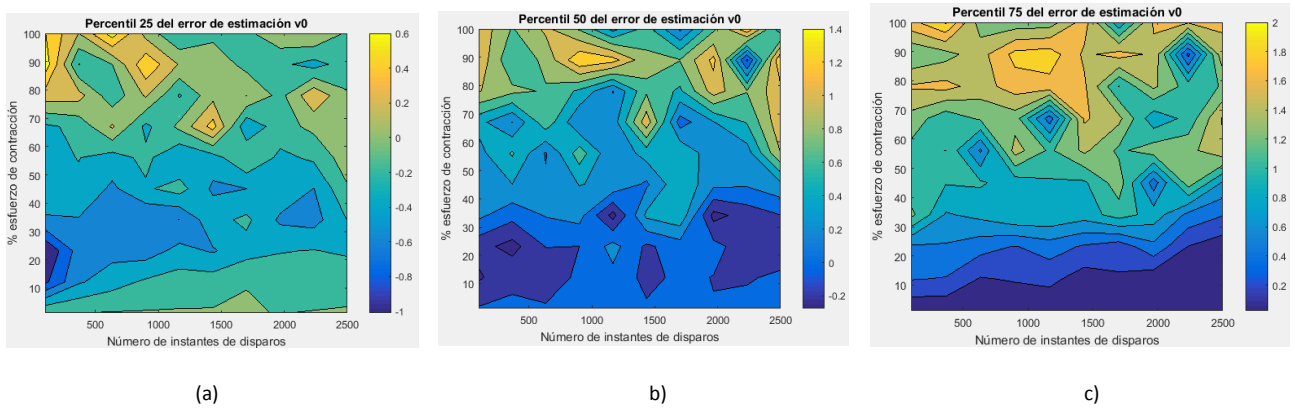


Fig. 104: estimación de z_0 según MVC (1-100%) y el nº de disparos: (a) percentil 25; (b) percentil 50; (c) percentil 75.



Figs. 105: estimación de v_0 según MVC (1-100%) y el nº de disparos: (a) percentil 25; (b) percentil 50; (c) percentil 75.

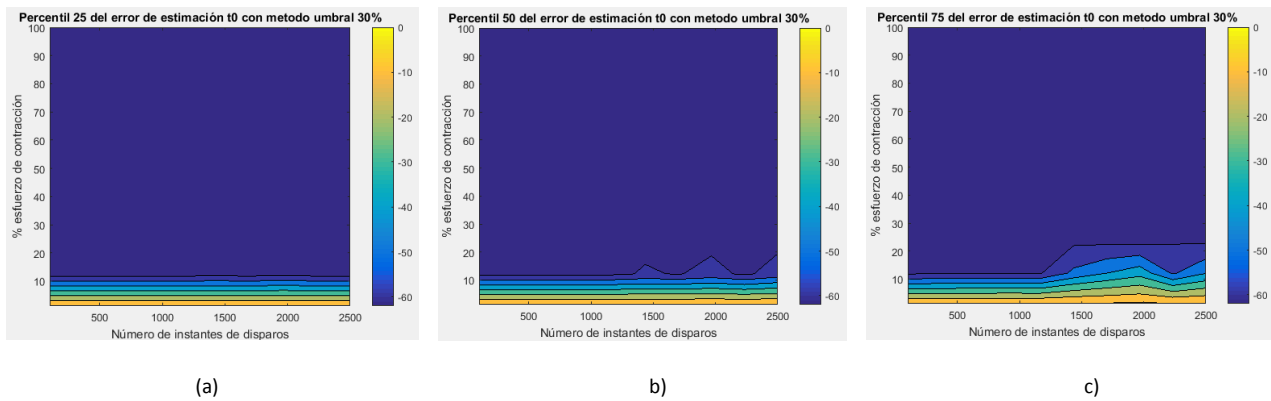
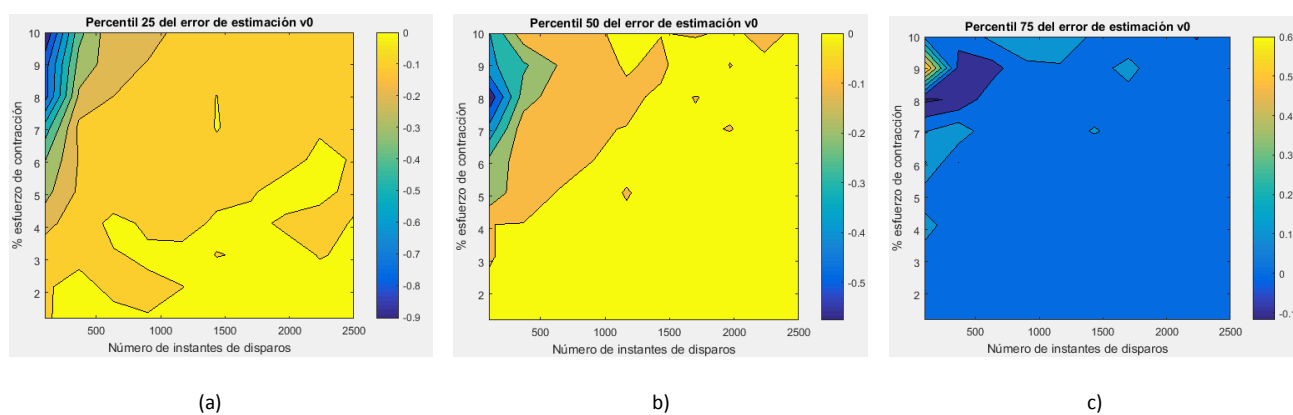
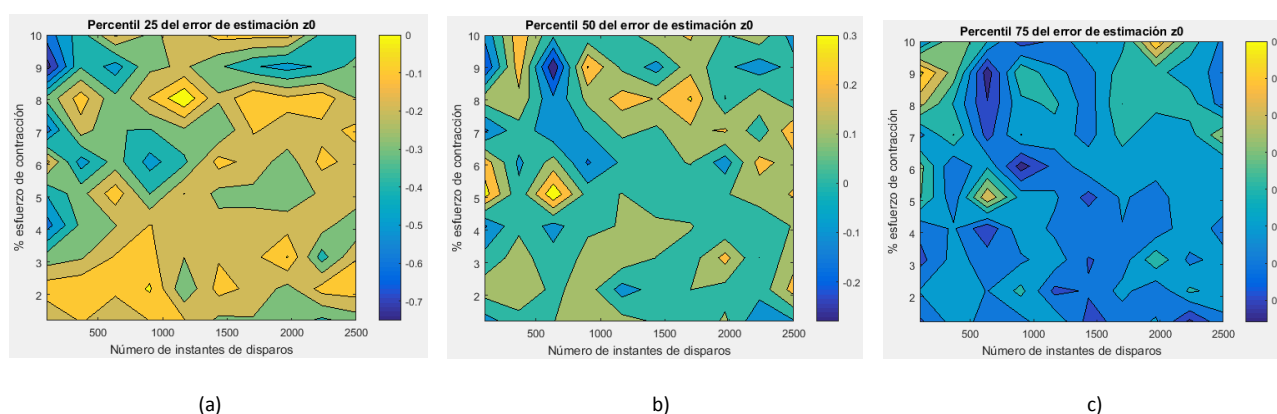
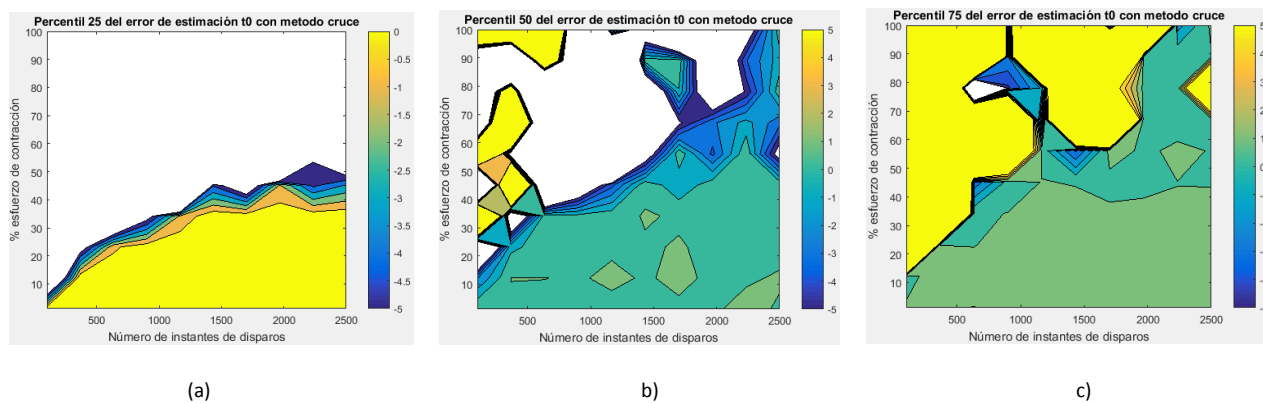


Fig. 106: estimación de t_0 para el método de la primera muestra que supera un umbral del 30% del valor máximo según MVC (1-100%) y el nº de disparos: (a) percentil 25; (b) percentil 50; (c) percentil 75.



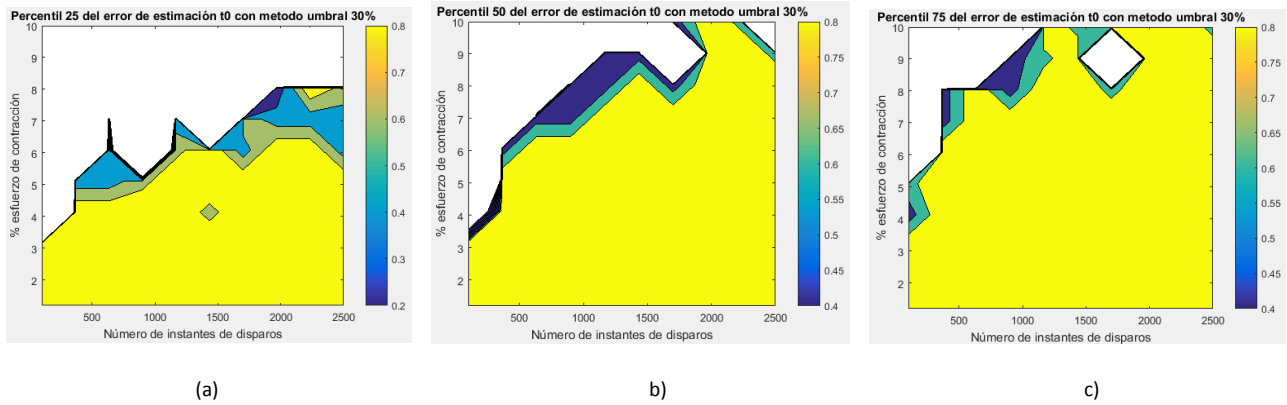


Fig. 110: estimación de t_0 para el método de la primera muestra que supera un umbral del 30% del valor máximo según MVC (1-10%) y el nº de disparos: (a) percentil 25; (b) percentil 50; (c) percentil 75.

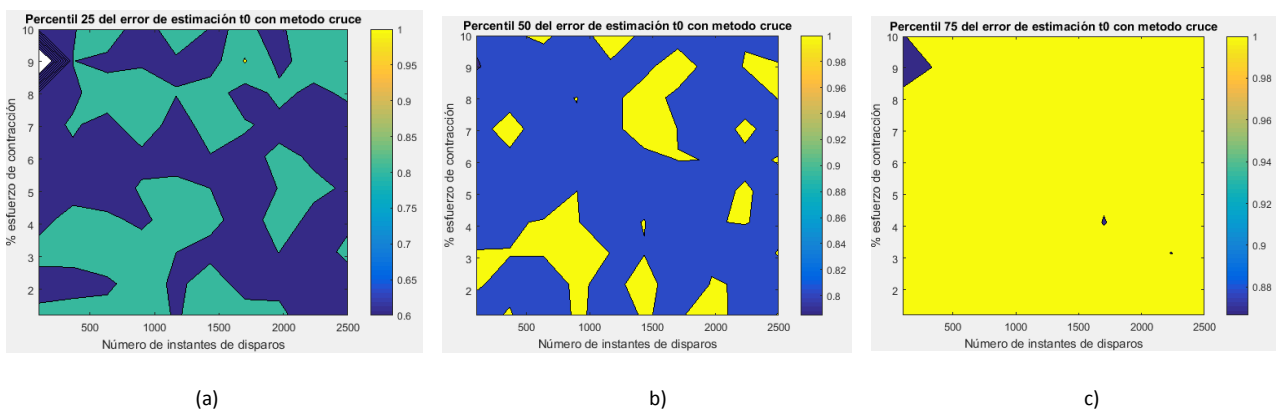


Fig. 111: estimación de t_0 para el método de cruce según MVC (1-10%) y el nº de disparos: (a) percentil 25; (b) percentil 50; (c) percentil 75.

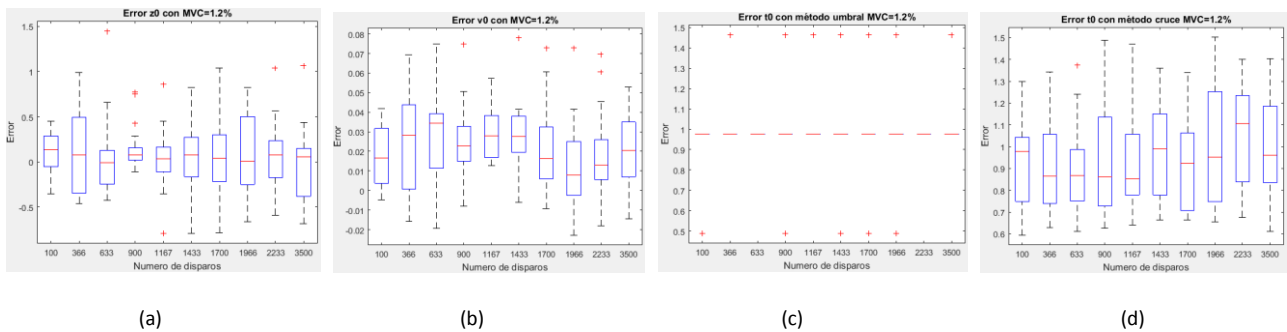


Fig. 112: estimación para una MVC de 1.2 % según el nº de disparos de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

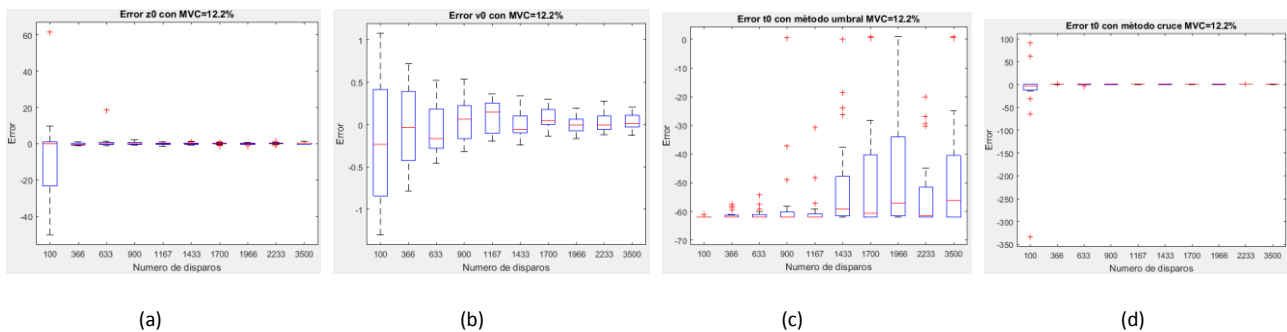


Fig. 113: estimación para una MVC de 12.2 % según el nº de disparos de (a) z0; (b) v0; (c) t0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

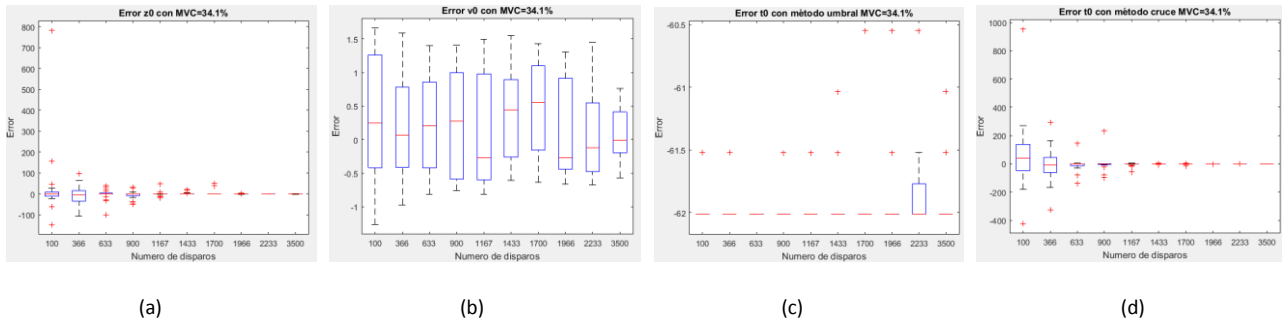


Fig. 114: estimación para una MVC de 34.1 % según el nº de disparos de (a) z0; (b) v0; (c) t0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

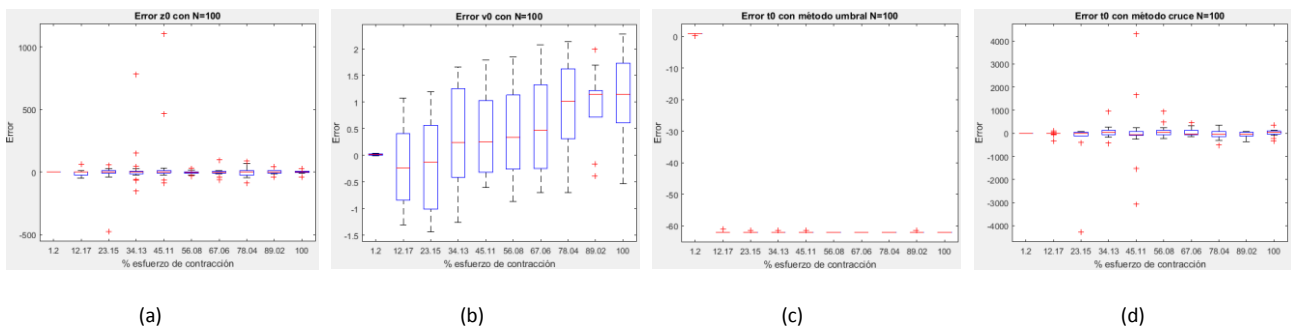


Fig. 115: estimación para 100 disparos según la MVC (en el rango de 1-100%) de (a) z0; (b) v0; (c) t0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

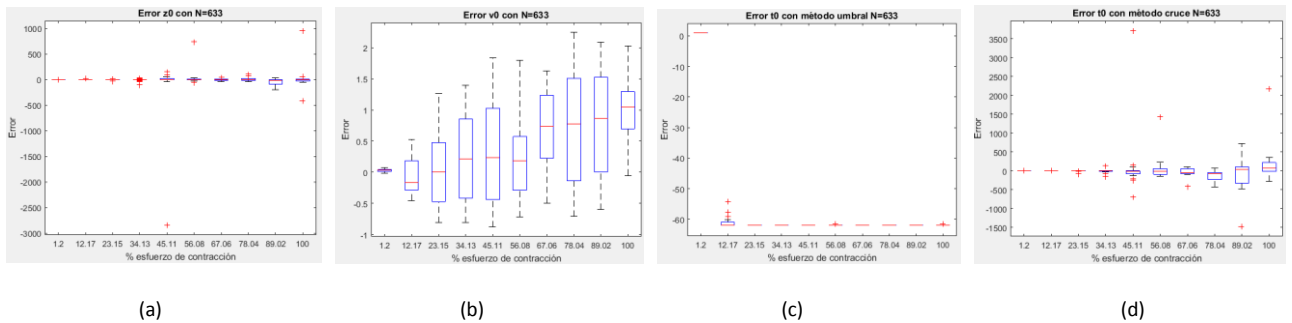


Fig. 116: estimación para 633 disparos según la MVC (en el rango de 1-100%) de (a) z0; (b) v0; (c) t0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

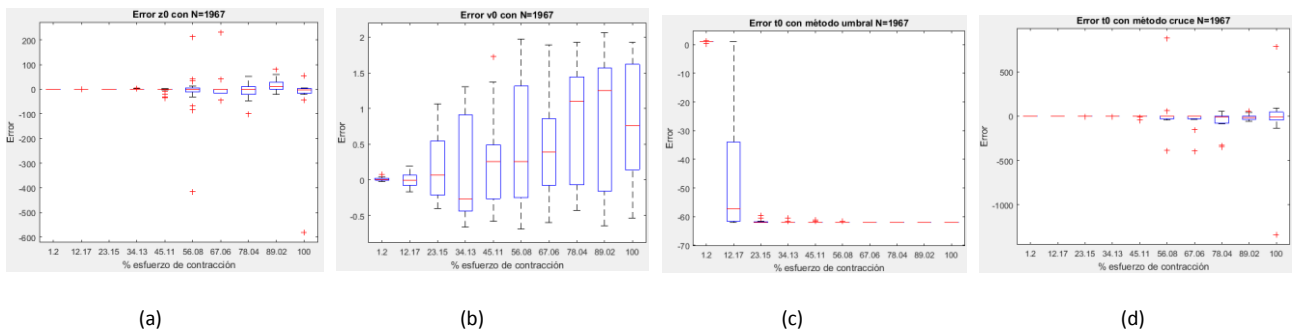


Fig. 117: estimación para 1967 disparos según la MVC (en el rango de 1-100%) de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

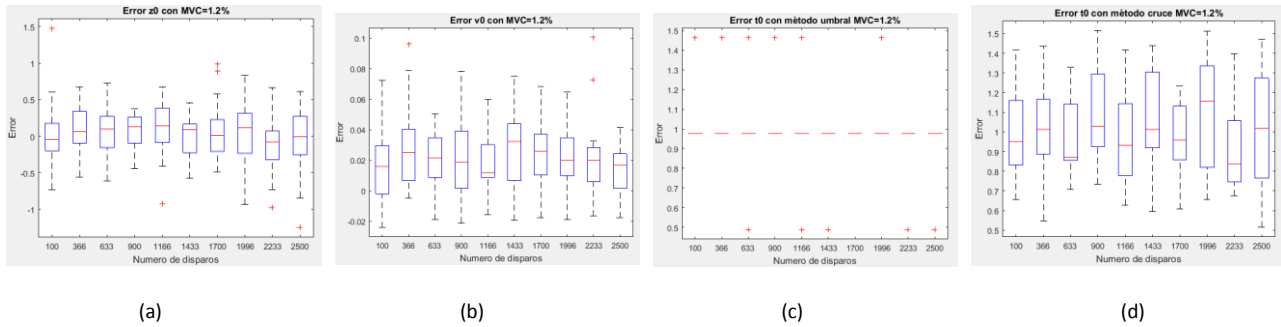


Fig. 118: estimación para una MVC de 1.2 % según el nº de disparos de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

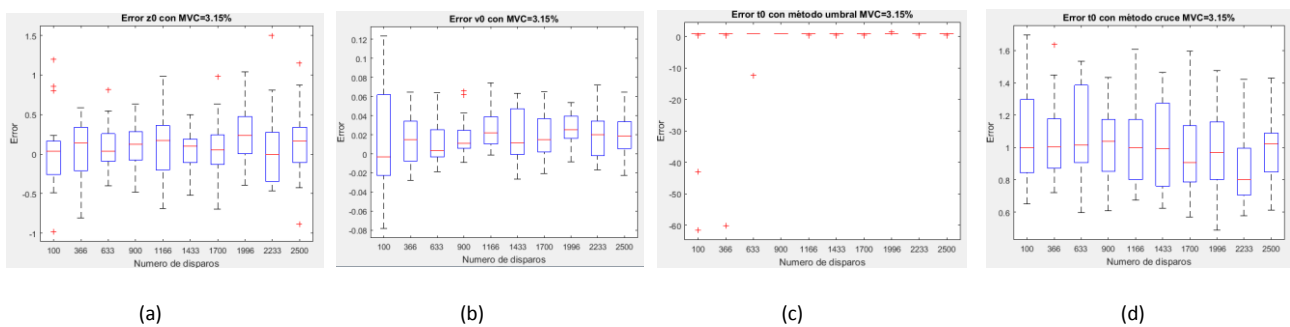


Fig. 119: estimación para una MVC de 3.15 % según el nº de disparos de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

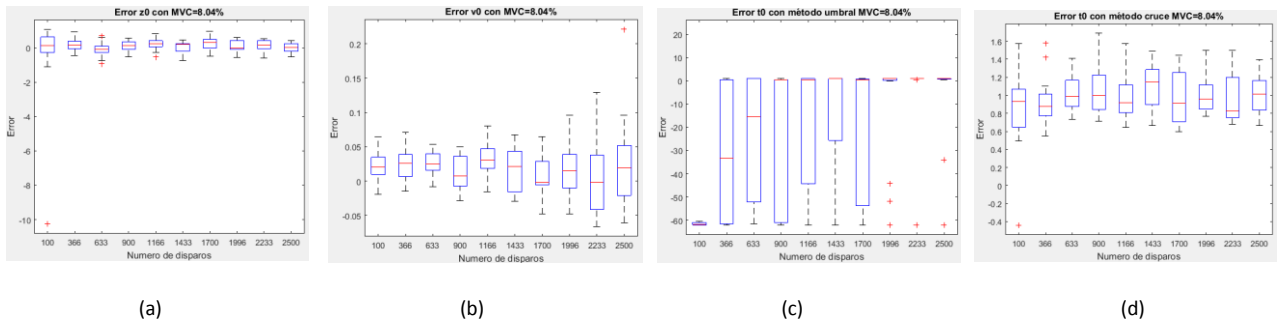


Fig. 120: estimación para una MVC de 8.04 % según el nº de disparos de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

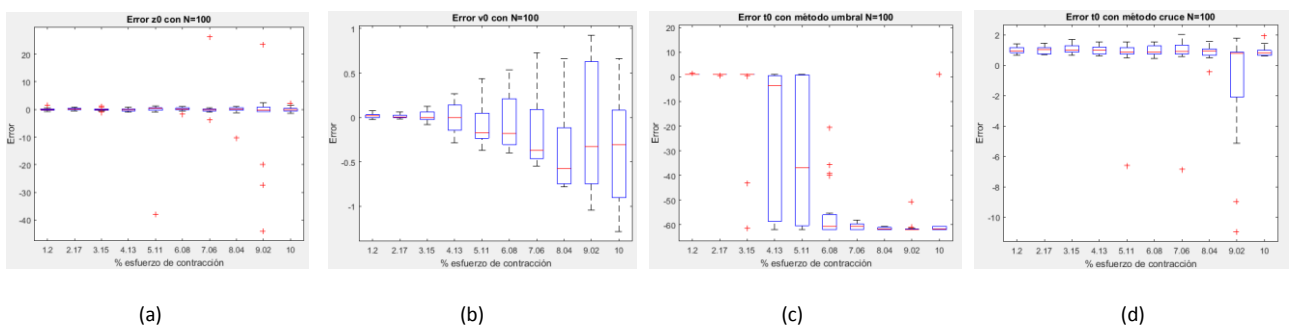


Fig. 121: estimación para 100 disparos según la MVC (en el rango de 1-10%) de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

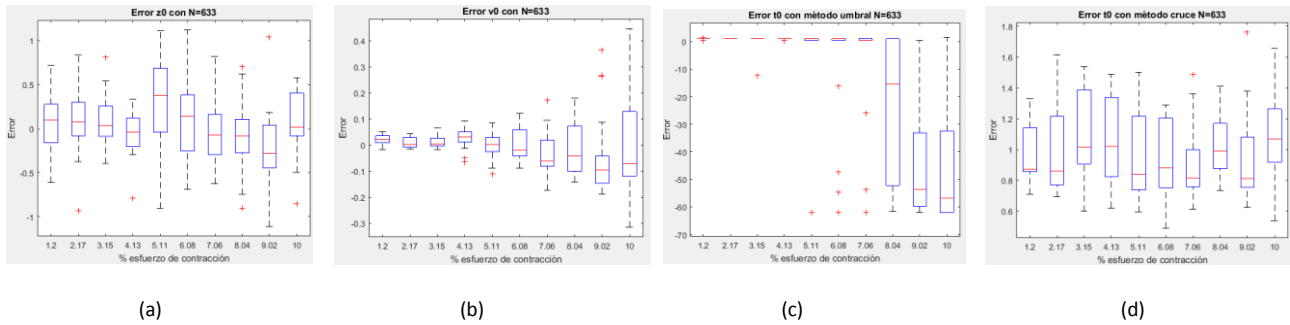


Fig. 122: estimación para 633 disparos según la MVC (en el rango de 1-10%) de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

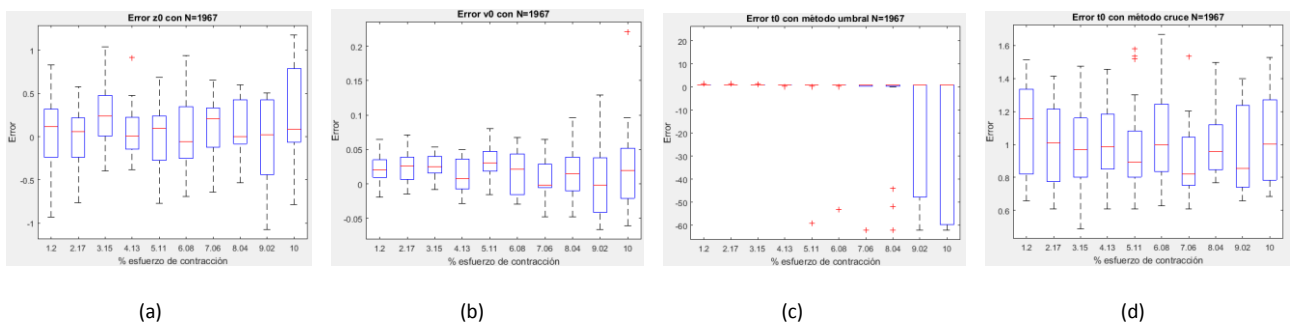


Fig. 123: estimación para 1967 disparos según la MVC (en el rango de 1-10%) de (a) z_0 ; (b) v_0 ; (c) t_0 con el método del umbral; (d) con el método de cruce.

Llegados a este punto se estudian los resultados.

Para la estimación de la velocidad, se puede comprobar que es realmente buena mientras se mantenga un nivel de contracción por debajo del 10%, al cometer un error entre -0.1 m/s (superficie del percentil 25 en la Fig. 105 (a)) y 0.1 m/s (superficie del percentil 75 en la Fig. 105 (c)). Al fin y al cabo, la velocidad es el único parámetro de los que se estiman cuyo método es independiente al resto (ZI e ID dependen de la estimación de la velocidad de propagación). También se puede ver como al incrementar el nivel de contracción la estimación comete un error mayor (hasta ± 1.5 m/s), al trabajar sobre MUPs promediadas de un mayor nº de UMs, entrando en rangos de error no aceptables. Desde este punto de vista, es crítico mantener una MVC controlada por debajo del 10% para obtener una buena estimación de la VC.

Por otro lado, de las Figs. 112 (b), 113 (b) y 114 (b) se puede comprobar cómo el hecho de aumentar la MVC conlleva a un incremento de la dispersión de la estimación de v_0 , mientras que el nº de disparos hace que aumente el sesgo de la estimación de v_0 (Figs. 115 (b), 116 (b) y 117 (b)).

Respecto a la ZI, se puede comprobar cómo su estimación se rige por la diagonal de la gráfica (Fig. 104), es decir, por debajo de la diagonal (MVC baja y nº de disparos alto) el error es inferior a 1 mm, es decir, bueno, sin embargo, por encima de la diagonal (MVC alta y nº de disparos bajo) el método falla con errores superiores a la IED (10 mm). De manera coherente con esto, la Fig. 108 con MVC máxima del 10% muestran una estimación realmente buena.

Si se concreta más, con las Figs. 112 (a), 113 (a) y 114 (a) se pueden ver cómo al aumentar la MVC, el algoritmo de estimación de la z_0 , aumenta la dispersión del error, generando un mayor número de outliers.

En cuanto a la estimación del instante de inicio del potencial para el que se iban a estudiar dos métodos, se ve que el método del umbral (fijado al 30% para este caso), realiza una estimación aceptable, pero es un método que falla muy rápido, concretamente, con MVC superiores al 10% (Fig. 106 (b)). Sin embargo, para el método del t_0 , además de que el error con MVC bajas es pequeño, falla a partir de MVC superiores al 50%, lo cual supone una gran ventaja respecto al anterior método, ya que en estos casos en los que falla el error está acotado hasta 5 ms (con el método anterior, el error era de unos 60 ms en los casos de MVC altas). Por otra parte, también es fácilmente apreciable la diagonal que también aparecía para la estimación de z_0 , en el método del cruce, como se puede comprobar en la Fig. 107. Además, se puede observar también en la Fig. 111 dónde se recogen los percentiles del método del umbral, el error está bastante compensado.

Coherentemente con lo que se ha comentado en el párrafo anterior, se puede ver como en las Figs. 113 (c), 114 (c) y 116 (c) la MVC es tan elevada que el método del umbral, realiza una estimación mala con errores de 60 ms. Esto es debido a que el ruido del promediado, que se encuentra al inicio al sumar todas las MUPs en valor absoluto, tiene tanto nivel que sobrepasa el umbral del 30% que se ha fijado para determinar el comienzo del potencial.

Si se estudia la Fig. 118 (c), se aprecia que este método para MVC bajas genera errores bajos en módulo, pero de alternancia de signos, es decir positivos de retardo temporal y negativos de adelanto temporal.

Por último, se puede comprobar como para el cálculo de t_0 con el cruce, a MVC altas, aparecen outliers muy discordantes (Figs. 114 (d) y 115 (d)), sin embargo, para el resto de casos, el error se acota bastante en pocos ms (Figs. 118 (d) y 119 (d)).

7. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

7.1 CONCLUSIONES

- Se ha programado una función que a partir de un MUP registrado con un array de electrodos de EMG superficie y dos umbrales predeterminados, realiza una estimación precisa del instante de inicio del potencial de acción de la UM, la velocidad de conducción del mismo y la zona de inervación de la UM.
- Debido a la mayor precisión de los resultados, se han usado para el estudio de la calidad del algoritmo señales diferenciales en vez de monopolares o doblemente diferenciales.
- Para la estimación de v_0 , el método que menor error proporciona es el de escoger la moda de la función de densidad de probabilidad estimada a partir de las MUCV estimadas entre canales.
- A la hora de estimar la z_0 y t_0 , la forma más precisa de hacerlo es calculando el punto de corte de dos rectas de regresión formadas por las medias del punto máximo y mínimo de los MUPs en cada canal.
- La decisión del umbral para la obtención del rango de velocidades es muy crítica y de ella va a depender toda la estimación, ya que valida o invalida las MUPs de los canales a estimar en el proceso de etiquetado de los canales. A la hora de su elección, habrá que tener en cuenta también la velocidad de la UM de estudio, pero independientemente de ello, el margen de velocidades sobre las que se considera un canal válido es de la $MUCV \pm 1$ m/s. A partir de estos límites, las estimaciones no son nada precisas.
- A la hora de realizar un promediado del MUP controlado por disparo, con el promediado de mediana, se obtienen SNR superiores a las obtenidas con la media, con lo que la estimación será más precisa.
- Las estimaciones, por regla general, siguen una diagonal como límite para separar las aceptables de las no aceptables. A MVC bajos y elevado nº de disparos (por debajo de la diagonal), las estimaciones son aceptables, mientras que al contrario no lo son (por encima de la diagonal). Esto es, como era de esperar, en cierta medida el promediado consigue compensar el aumento de la MVC con un mayor número de disparos a promediar.
- Basándose en los errores cometidos, los métodos de estimación, tanto de v_0 como de z_0 , son buenos.
- El método del umbral para la estimación de t_0 , funciona mal al confundir el ruido de promediado con la señal para MVC altas. Por ello, para el método de t_0 , se opta por el método del cruce, que funciona para un margen de MVC mayor.

7.2 LÍNEAS FUTURAS

En un futuro, el método implementado podría tener margen de mejora. Se propone:

- Probar la estimación de la velocidad de canal, basada en la obtención del retardo en muestras entre MUPs de canales contiguos mediante la unión de los picos máximos de cada una de ellas.
- Mejorar la precisión sustituyendo la asignación de los umbrales arbitrarios por otros métodos basados en los propios datos.
- Utilizar la velocidad de conducción obtenida por el método de la moda como pendiente de las rectas de propagación y así obtener cruces más precisos.
- Utilizar ambas pendientes de las dos rectas de propagación y así obtener un cruce más preciso mediante el diseño de un algoritmo de optimización del error, ya que nuestro método de estimación, únicamente usa la pendiente de una recta de propagación, considerando la del sentido contrario como igual pero de signo contrario. En la realidad del músculo, esto no es así y es muy difícil que ambas velocidades coincidan exactamente.
- Estudiar el error de sobreestimación de t_0 de 1 ms, cometido debido a la elección de puntos medios del frente de onda e incluir su resta en el método, por el hecho de ser sistemático.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Martín Laín, Nuria. Reclutamiento de unidades motoras en contracciones concéntricas, isométricas y excéntricas. 2012.
- [2] Rodríguez-Falces, Javier; Malanda, Armando; Navallas, Javier. *EMG Modeling*. Intech Open Access Publisher, 2012.
- [3] Konrad, Peter. The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 2005, vol. 1, p. 30-35.
- [4] Garcia, MA Cavalcanti; Vieira, T. M. M. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista andaluza de medicina del deporte*, 2011, no 1, p. 17-28.
- [5] Zwarts, Machiel J.; Stegeman, Dick F. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle & nerve*, 2003, vol. 28, no 1, p. 1-17.
- [6] Roeleveld, Karin; Stegeman, Dick F. What do we learn from motor unit action potentials in surface electromyography?. *Muscle & nerve*, 2002, vol. 25, no S11, p. S92-S97.
- [7] Rodríguez, Javier; Navallas, Javier; Malanda, Armando. Teaching a master student how to model the electrical potentials produced by the muscle. *International Journal of Engineering Education*, 2010, vol. 26, no 6, p. 1391.
- [8] McGill, Kevin C.; Dorfman, Leslie J. High-resolution alignment of sampled waveforms. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 1984, no 6, p. 462-468.
- [9] [Online] Accesible a dia de 24-06-2016
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Constituci%C3%B3n_de_un_m%C3%BAsculo_esquel%C3%A9tico.jpg
- [10] [Online] Accesible a dia de 24-06-2016
https://gl.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculo_esquel%C3%A9tico